

Aus der Klinik für Orthopädie und Rheumatologie  
Geschäftsführende Direktorin: Univ.- Prof. Dr. med. Susanne Fuchs-Winkelmann  
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

**Navigationssysteme in der Hüftendoprothetik  
Ein In-vitro-Vergleich bildfreier und bildbasierter  
Systeme mit der konventionellen Handimplantation  
der Hüftgelenkspfanne**

**Inaugural-Dissertation**

zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin

dem Fachbereich Medizin  
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

**Torsten Kleefeld aus Bochum**

**Marburg, 2009**

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg  
am 01.12.2009

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches.

Dekan:	Herr Prof. Dr. med. M. Rothmund
Referent:	Frau Univ.-Prof. Dr. med. S. Fuchs-Winkelmann
Korreferent:	Frau Prof. Dr. med. Rominger



---

---

---

# **Inhaltsverzeichnis**

<b>Inhaltsverzeichnis</b>	<b>I</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>III</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>5</b>
<b>2 Stand des Wissens</b>	<b>8</b>
2.1 Geschichte der Hüftendoprothetik	8
2.2 Pfannenalignment als Qualitätsfaktor	8
2.3 Manuelle Pfannenplatzierung	11
2.4 Minimal invasive Hüftendoprothetik	12
2.5 Computerassistierte orthopädische Chirurgie	12
2.5.1 Geschichte	13
2.5.2 Robotik	13
2.5.3 Navigation	14
<b>3 Grundlagen der computerassistierten Chirurgie</b>	<b>17</b>
3.1 Therapeutisches Objekt	17
3.2 Navigator	17
3.2.1 Ultraschall	18
3.2.2 Elektromagnetismus	18
3.2.3 Optoelektronik	19
3.3 Virtuelles Objekt	20
3.3.1 Präoperative Bildgebung	21
3.3.2 Intraoperative Bildgebung	22
3.3.3 Segmentierung	23
3.3.4 Registrierung	24
3.3.5 Validierung	28
3.3.6 Alternativen zur Erzeugung des virtuellen Objekts	28
<b>4 Fragestellung und Ziel des Projekts</b>	<b>29</b>
<b>5 Material und Methode</b>	<b>30</b>
5.1 Navigationssysteme	30
5.1.1 Navitrack	30
5.1.2 OrthoPilot	32
5.1.3 VektorVision	33
5.1.4 Surgetics Station	35
5.2 Implantationsmodell	36
5.3 Operateure	38
5.4 Implantation	38
5.5 Messung der Implantatposition	40

<b>5.6</b>	<b>Effektivität</b>	<b>43</b>
<b>5.7</b>	<b>Effizienz</b>	<b>43</b>
<b>5.8</b>	<b>Subjektive Beurteilung</b>	<b>43</b>
<b>5.9</b>	<b>Statistik</b>	<b>44</b>
<b>6</b>	<b>Ergebnis</b>	<b>45</b>
<b>6.1</b>	<b>Zeitaufwand und Lernkurve</b>	<b>45</b>
<b>6.2</b>	<b>Pfannenorientierung</b>	<b>50</b>
<b>6.3</b>	<b>Pfannenposition</b>	<b>56</b>
<b>6.4</b>	<b>Pfannenalignment</b>	<b>58</b>
<b>6.5</b>	<b>Effizienz</b>	<b>60</b>
<b>6.6</b>	<b>Subjektive Einschätzung</b>	<b>62</b>
<b>7</b>	<b>Diskussion</b>	<b>65</b>
<b>7.1</b>	<b>Diskussion der Methoden</b>	<b>65</b>
<b>7.2</b>	<b>Räumliche Intelligenz</b>	<b>67</b>
<b>7.3</b>	<b>Lernen und Erfahrung</b>	<b>69</b>
<b>7.4</b>	<b>Genauigkeit und Präzision</b>	<b>72</b>
<b>7.5</b>	<b>Effektivität und Effizienz</b>	<b>74</b>
<b>7.6</b>	<b>Unterschiede zwischen den Systemen</b>	<b>74</b>
<b>7.7</b>	<b>Verifizierung der Hypothesen</b>	<b>75</b>
<b>8</b>	<b>Schlussbemerkung und Ausblick</b>	<b>77</b>
<b>9</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>78</b>
<b>10</b>	<b>Lebenslauf</b>	<b>80</b>
<b>11</b>	<b>Verzeichnis der akademischen Lehrer</b>	<b>83</b>
<b>12</b>	<b>Danksagung</b>	<b>84</b>
<b>13</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>85</b>

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Operationsroboter Robodoc ®	7
Abbildung 2: Luftbild von Düsseldorf (links) und segmentierte Hauptstraßen sowie das globale Koordinatensystem (rechts).	23
Abbildung 3: Thorax-CT (links) und segmentierte Knochen und Bronchialbaum in einer 3D-Rekonstruktion (rechts).	24
Abbildung 4: Feste Verbindung des therapeutischen Objekts mit der Roboterbasis.	25
Abbildung 5: Prinzip der dynamischen Referenzbasis.	26
Abbildung 6: Schema der Robodocoperation	27
Abbildung 7: Das Navitracksystem.	31
Abbildung 8: Navigationsbildsch. des CT-basierten Navitrack (l.) im Vergleich zum CT-freien Navitrack Systems.	32
Abbildung 9: Orthopilot (links) , Schema (mittig) und Bildschirmdarstellung während der Operation (rechts).	33
Abbildung 10: VectorVision (links) , Schema (mittig) und Bildschirmdarstellung während der Operation (rechts).	34
Abbildung 11: Das SurgeticsStation Navigationssystem und ein Planungsbildschirm.	35
Abbildung 12: Mit Polyurethanschaum ausgesteiftes Beckenpräparat.	36
Abbildung 13: Silikongussform und ein Azetabulumabguss.	37
Abbildung 14: Das Becken wird im Dummy positioniert.	38
Abbildung 15: Aufnehmen einer Punktwolke im Azetabulum und Fräsen des Pfannenlagers mit dem CT-freien Navitrack-System.	39
Abbildung 16: Koordinatenmessmaschine (links) und mit Polyurthanschaum befestigtes Becken (rechts).	41
Abbildung 17: Tastspitze der Koordinatenmessmaschine in einer implantierten Pfanne.	42
Abbildung 18: Implantationszeit vs. Operateur und Navigationsgruppe.	45
Abbildung 19: Operationszeit vs. relativer Operationsnummer für alle Operateure.	46
Abbildung 20: Operationszeit (links) und Aligmentindex (rechts) vs. Operationsnummer für den Operateur I.	47
Abbildung 21: Operationszeit (links) und Aligmentindex (rechts) vs. Operationsnummer für den Operateur II.	48
Abbildung 22: Operationszeit (links) und Aligmentindex (rechts) vs. Operationsnummer für den Operateur III.	49
Abbildung 23: Operationszeit vs. Navigationsgruppe.	50

Abbildung 24: Inklinationswinkel vs. Operateur und Navigationsgruppe (30° war geplant).	51
Abbildung 25: Anteversionswinkel vs. Operateur und Navigationsgruppe (10° war geplant).	52
Abbildung 26: Vom Operateur geschätzter vs. mit der Koordinatenmaschine gemessener Inklinationswinkel.	53
Abbildung 27: Vom Operateur geschätzter vs. mit der Koordinatenmaschine gemessener Anteversionswinkel.	54
Abbildung 28: Vom Navigationssystem ausgegebener (NAVI.) vs. mit der Koordinatenmessmaschine gemessener(KOORD.) Inklinationswinkel.	55
Abbildung 29: Vom Navigationssystem ausgegebener vs. mit der Koordinatenmess- maschine gemessener Anteversionswinkel.	56
Abbildung 30: Pfannenfehlpositionierung (Länge des Vektors zwischen geplanten und gefrästen Pfannenmittelpunkt.	57
Abbildung 31: Geschätzte vs. mit der Koordinatenmessmaschine gemessene Pfannenfehl- positionierung.	57
Abbildung 32: Alignmentindex vs. Navigationsgruppe.	59
Abbildung 33: Alignmentindex vs. Operateur für alle Navigationsgruppen.	59
Abbildung 34: Alignmentindex vs. Operateur für die Handimplantation.	60
Abbildung 35: Der Effizienzindex für alle Operationen.	61
Abbildung 36: Der Effizienzindex für die manuelle Operation.	61
Abbildung 37: Effizienzindex vs. Navigationsgruppe.	62
Abbildung 38: Alignmentindex vs. der Benotung durch den Operateur.	63
Abbildung 39: Effizienzindex vs. der Benotung durch den Operateur.	63
Abbildung 40: Verschiedene Beckenebenen.	67
Abbildung 41: Definition der Pfannenorientierung in Abhängigkeit von der gewählten Bezugsebene nach Jaramaz.	68

## 1 Einleitung

Die Hüftendoprothetik stellt eines der erfolgreichsten Verfahren in der Orthopädie dar. Viele Zentren berichten von Überlebensraten der Kunstgelenke von mehr als 90 Prozent nach zehn Jahren und über 80 Prozent nach zwanzig Jahren.<sup>81;121</sup> Die Auswertung des Datensatzes der schwedischen Gesundheitsbehörde von mehr als 130.000 operierten und regelmäßig nachuntersuchten Patienten belegt einerseits, dass die Qualität der hüftendoprothetischen Versorgung bereits sehr hoch ist.<sup>57</sup> Andererseits finden sich in allen Gruppen Therapieversager, die im Wesentlichen auf aseptische Lockerungen zurückzuführen sind. Der heute anerkannte ätiologische Faktor für aseptische Spätlockerungen der Implantate ist die biologische Reaktion auf Verschleißpartikel<sup>10</sup>, die durch Abrieb der Polyethylenpfanne generiert werden. Diese führen auf Dauer zu Osteolysen und zum Versagen des Implantates. Ein weiterer Faktor ist die unphysiologische Lasteinleitung der mit einem Stiel fixierten Prothese in den Knochen<sup>91</sup>, die in den Markraum des Femurs eingebracht wird. Beide Phänomene müssten jedoch bei der gleichen Prothese unabhängig vom operativen Zentrum in der gleichen Frequenz auftreten. Doch hier leitet die „Schwedenstudie“ statistisch gesichert folgenden Hinweis ab: „Die Unterschiede zwischen einzelnen Kliniken bei der Art der angewandten Operationstechnik sind immer noch so groß, dass sie Abweichungen von 100 Prozent in den Revisionsraten infolge aseptischer Lockerung bewirken.“

Die abgeleitete Schlussfolgerung kann hier nur sein: Die Qualität des operativen Eingriffes selbst entscheidet über die Prognose der Hüftendoprothese. Also versuchte man einerseits neue Prothesendesigns und verschleißfestere Werkstoffe einzuführen und andererseits die operative Qualität weiter zu steigern.

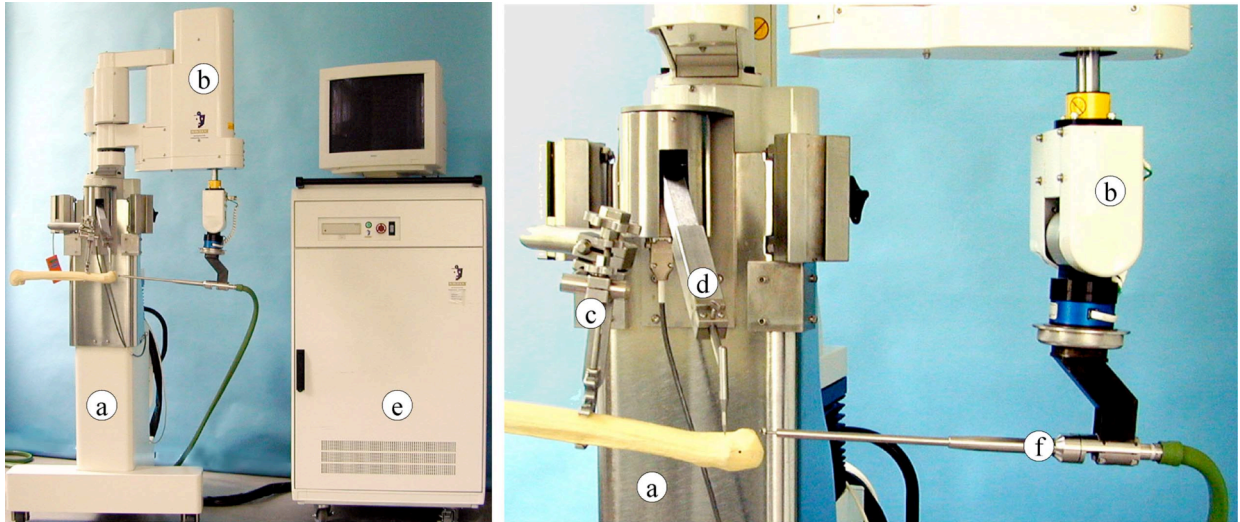
Insbesondere in Europa ist deshalb die computerassistierte Chirurgie weit verbreitet. Die Planung der Operation findet hierbei im dreidimensionalen Modell des Knochens am Computer statt. Die Forschung unterscheidet aktive und passive Systeme zur Durchführung des Eingriffes. Passive Systeme sind Navigationssysteme, die dem Operateur während der Operation die Position seines Werkzeuges oder Implantates im Patienten mit Hilfe des virtuellen Bildes vermitteln. Das Werkzeug selbst wird vom Chirurg geführt. Aktive Systeme sind Roboter. Sie führen die operative Prozedur selbst durch und der Operateur überwacht den Vorgang.

Die Robotik ist im industriellen Bereich seit langer Zeit ein anerkanntes Mittel zur Prozessoptimierung und Qualitätssteigerung. Auch die Medizin begann Ende der 1980-er



Jahre, sich dies zu Nutze zu machen.<sup>66</sup> Die Idee, den Roboter speziell in der orthopädischen Chirurgie einzusetzen, wurde Anfang der 1990-er Jahre in den USA geboren. Zunächst war eine reine Nutzung in der Veterinärmedizin geplant, später wurde das Projekt auf die Anwendung am Menschen übertragen. Man baute einen bewährten Industrieroboter um, der ursprünglich für die Platinenbestückung konzipiert war. Hierzu mussten neben der Konstruktion von angepassten Werkzeugen insbesondere im Bereich der Programmierung die Sicherheitsanforderungen in der menschlichen Anwendung umgesetzt werden.<sup>22</sup> Die erste Operation am Menschen in Deutschland wurde 1994 in der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt am Main durchgeführt. Im Rahmen der Zulassung in den USA war eine Multizenterstudie notwendig, die zum größten Teil in Deutschland durchgeführt wurde.<sup>7</sup>

Die Investition für die Kliniken war erheblich, aber die Technologie wurde von den Patienten stark nachgefragt. Die Ergebnisse blieben jedoch weit hinter den Erwartungen zurück. Eine erhöhte Komplikationsrate bedingt durch Muskelverletzungen und Nervenschäden führte zum Umdenken. Aufgrund der mehr als 5.000 Patienten, die bereits operiert worden waren bevor die Probleme thematisiert wurden, berichteten die Medien schließlich extrem negativ über die Robotik.<sup>40;116;117</sup> Ungeachtet der Ursachen, die zu dieser Entwicklung geführt haben, ist die Akzeptanz eines orthopädischen Operationsroboters bei Arzt und Patient inzwischen minimal. Um mit der etwas neueren computer-assistierten Navigation nicht ähnlich zu scheitern, sind umfangreiche präklinische und klinische Studien erforderlich. Diese Arbeit befasst sich mit der navigierten Pfannenimplantation und soll vor einer weit verbreiteten Anwendung Informationen über die Wertigkeit der Technologie erheben.



**Abbildung 1: Operationsroboter Robodoc ®**

(a) Roboterbasis, (b) Roboterarm mit 5 Freiheitsgraden, (c) Knochenhalter, (d) Bewegungssensor, (e) Steuerung, (f) pneumatische Fräse.

## **2 Stand des Wissens**

### **2.1 Geschichte der Hüftendoprothetik**

Erste, wenn auch weitgehend erfolglose Versuche des künstlichen Gelenkersatzes gehen auf Themistocles Gluck zurück, der 1891 in Berlin die Herstellung von Endoprothesen aus Elfenbein propagierte. Der Gelenkersatz konnte jedoch unter den damaligen Verhältnissen, das heißt unter fehlenden aseptischen und antiseptischen Bedingungen, nicht zum Erfolg führen.

Nächste Ansätze kamen in den 1920-er Jahren mit einer von Smith-Peterson entwickelten Interpositionskappe aus den USA. Materialprobleme sowie Implantatlockerungen durch Abrieb- und Resorptionsvorgänge führten zur Aufgabe dieser Methode. Fortschrittlich in der Gelenkarthroplastik war dann die Entwicklung der ersten Femurkopfendoprothese aus Plexiglas durch die Gebrüder Judet im Jahre 1950.

Mitte der 1950-er Jahre führten Thompson und Moore Metall als neuen Werkstoff in die Endoprothetik ein und entwickelten eine Ganzmetallteilprothese, bei der der Metallkopf direkt das natürliche Azetabulum kontaktierte. Zur Vermeidung von azetabulären Destruktionen, die dabei häufig auftraten, wurde 1957 erstmals von McKee und Farrar eine Totalendoprothese mit zusätzlicher Pfannenschale implantiert.

Den entscheidenden Durchbruch stellte Anfang der 1960-er Jahre die Einführung des Polymethylmetacrylat als „Zement“ und des Polyethylen mit äußerst günstigen biomechanischen Eigenschaften („low-friction“ Prinzip) durch Sir John Charnley dar.

Allerdings zeigten sich bei Verlaufskontrollen über einen längeren Zeitraum auch bei zementierten Endoprothesen Lockerungen, zumeist infolge Zementzerrüttung mit knöcherner Destruktion des Implantatlagers. Dies führte Anfang der 1970-er Jahre dazu, dass sich zahlreiche Operateure im Bemühen um eine dauerhafte Fixierung der Implantate erneut der zementfreien Prothesenverankerung zuwandten.

Neben der Weiterentwicklung der Zementiertechnik wurde daher in den vergangenen 20 Jahren die Entwicklung zementlos implantierbarer Alloarthroplastiken vorangetrieben.

### **2.2 Pfannenalignment als Qualitätsfaktor**

Die Qualität einer Pfannenimplantation lässt sich anhand zweier Zielparameter beschreiben: Die Pfannenorientierung (Inklinations- und Anteversionswinkel) und die Pfannenposition (erzieltes Zentrum). Beides zusammen wird unter dem Begriff Implan-

tatausrichtung oder Alignment subsummiert. Das Alignment der Pfanne ist sowohl für die Kurz- als auch die Langzeitprognose von großer Bedeutung.

Im Rahmen der Kurzzeitprognose ist in erster Linie die Luxation zu nennen, die nach wie vor zu den häufigsten Komplikationen in der Hüftendoprothetik gehört.<sup>27;44;82;97</sup> Be-

reits in den 1970-er Jahren wurde von Lewinnek der Begriff der „safe zone“ eingeführt.

<sup>96</sup> Er konnte in seiner retrospektiven Analyse von 300 Hüften eine Luxationsrate von drei Prozent ermitteln. Die genaue Vermessung der Pfannenorientierung zeigte, dass die vordere Luxation mit einer erhöhten Anteversion der Pfanne einherging. Die Luxationsrate war für Pfannen, die eine Anteversion von  $15 + / - 10$  Grad und eine Inklination von  $40 + / - 10$  Grad hatten 1,5 Prozent. Außerhalb dieser sicheren Zone stieg die Luxationsrate auf 6,1 Prozent.

Die Art der Pfannenimplantation ist auch für die Lebensdauer der Endoprothese von erheblicher Bedeutung. Bei modernen Gleitpaarungen kann die Fehlimplantation der Pfanne sogar zu Frühversagern führen. Bei einer Keramik-Keramik-Gleitpaarung führt ein Impingement, also eine Kollision zwischen Implantatkomponenten, zum Bruch des Keramikinlays.<sup>23;29;30;54</sup> Darüber hinaus entsteht bei einer mit zu hoher Inklination implantierten Pfanne die Gefahr eines sogenannten rim loadings: Die Materialspannungen werden auf einen extrem kleinen Bereich des Inlays konzentriert, was zu Versagern führen kann.<sup>109</sup>

Auch moderne Metall-Metall-Paarungen, die mit einem sehr geringem Spiel zwischen Kopf und Pfanne gefertigt werden, zeigen Frühversager, wenn Fehler bei der Positionierung und Orientierung gemacht werden. Es wird hier einerseits die erhöhte Verschleißrate, andererseits die daraus resultierende höhere Cobaltchrombelastung des Körpers diskutiert.<sup>20</sup> Beim Oberflächenersatz des Hüftgelenks kann eine falsche Pfannenpositionierung darüber hinaus ein Impingement mit dem Schenkelhals verursachen, was die Gefahr einer Schenkelhalsfraktur erhöht.<sup>4;69;119</sup>

Auch bei den altbewährten Polyethylen-Metallpaarungen wird ein Zusammenhang zwischen der Pfannenimplantation und dem Verschleiß diskutiert.<sup>83;114</sup> Schmalzried konnte in seiner retrospektiven Studie einen hochsignifikanten Zusammenhang zwischen dem Auftreten einer verschleißbedingten Osteolyse und dem Inklinationswinkel der Pfanne nachweisen.<sup>115</sup>

Ein weiterer limitierender Faktor für den Erfolg einer hüftendoprothetischen Versorgung ist das Impingement zwischen Implantatkomponenten und zwischen Implantat und

Knochen.<sup>48;86;87;132</sup> Auch dies ist in starkem Maße abhängig von der Art der Pfannenimplantation.

## 2.3 Manuelle Pfannenplatzierung

Bei einer manuellen Pfannenimplantation stehen dem Operateur nur wenige Orientierungspunkte zur Verfügung. Er hat die Möglichkeit, aus der Lage des Patienten auf dem OP-Tisch auf das Beckenkoordinatensystem rückzuschließen. Die für die Pfannenorientierung wichtige Beckeneingangsebene, definiert durch die rechte und linke Spina iliaca anterior superior und dem Tuberculum pubicum<sup>98</sup>, lässt sich nur schwer lokalisieren. Erschwerend kommt hinzu, dass der Patient recht unterschiedlich gelagert sein kann, sich während der Operation meist leicht verschiebt und aus Gründen der Sterilität mit sichtversperrenden Tüchern abgedeckt ist. Darüberhinaus ist die Verbindung zwischen Becken und Wirbelsäule äußerst beweglich und das Becken sehr individuell gegenüber der Wirbelsäule gekippt.<sup>125</sup>

Der Operateur kann die vordere Beckeneingangsebene oder zumindest die Punkte, die sie definieren, durch die Tuchabdeckung ertasten. Auch die ungefähre Position des Os sacrum lässt sich so ermitteln. Minimale Fehler bei der Erfassung der vorderen Beckeneingangsebene verursachen jedoch erhebliche Fehler in der Pfannenpositionierung, wie Wolf et al. in einer analytischen Betrachtung beweisen konnten.<sup>130;131</sup>

Eine weitere Limitierung findet sich in der Tatsache, dass Pfannensetzinstrumente in der Regel keine Winkelmessung erlauben. Zwar gibt es so genannte Positionierungshilfen<sup>39;108</sup>, die eine Idealposition in Relation zur Körperlängsachse definieren. Aber sie basieren auf der Annahme, dass die relevante Eingangsebene des Beckens mit der Ebene des Operationstisches korreliert, was aus oben genannten Gründen nur selten der Fall ist.

Eine weitere Möglichkeit zur Überprüfung der Pfannenorientierung ist das native Acetabulum.<sup>124</sup> Dies wird jedoch durch Osteophyten erschwert und erlaubt nur eine sehr grobe Orientierung.

Letztendlich bleibt der funktionelle Test bei der intraoperativen Luxationsprüfung. Da die Pfanne hier bereits schon implantiert ist, bleibt eine Korrektur nur extremen Fehlplatzierungen vorbehalten.

Für die Pfannenpositionierung orientiert sich der Operateur an anatomischen Landmarks innerhalb des Operationssitus. Hier ist in erster Linie die native Facies lunata zu nennen. Zusätzlich ist die Fossa acetabuli und das Pendant zur Köhlerschen Tränenfigur von Bedeutung.<sup>110</sup>

Grundsätzlich kann gesagt werden, dass die Möglichkeit, anatomische Landmarks sowie Winkel im situs abschätzen zu können, von der Übersicht und somit von der Größe des Zugangs abhängig sind.

## 2.4 Minimal invasive Hüftendoprothetik

Im Trend liegen heutzutage immer mehr die minimal invasiven Operationstechniken. Minimal invasive Hüftendoprothetik umfasst eine Gruppe operativer Techniken, die es erlauben, die Hüftendoprothese durch kleine Hautschnitte und idealerweise mit geringerem Weichteilschaden zu implantieren. Diese Techniken sind jedoch eher eine Kombination von kleinen Hautschnitten und bewährten Zugängen, wie zum Beispiel dem transglutealen Zugang, dem anterolateralen Zugang zum Hüftgelenk oder auch zwei kleine Inzisionen unter Verwendung des Smith-Peterson Intervalls für die Platzierung der Pfannenkomponente und dem Zugang für die intramedulläre Femurnagelung zur Implantation des Prothesenstiels (double incision technique).<sup>19</sup> Allen gemeinsam ist, dass die Sicht auf die Anatomie vermindert ist. Dies kann im Bereich des Femurs relativ leicht durch intraoperatives Röntgen ersetzt werden. So wendet die Arbeitsgruppe um Berger et al. für die double incision technique intraoperatives Röntgen regelhaft an.<sup>12;14</sup> Intraoperatives Röntgen kann dazu beitragen, die Pfannenpositionierung zu verbessern. Für die Orientierung der Pfanne ist dieses zweidimensionale Verfahren jedoch wenig hilfreich.<sup>123</sup>

## 2.5 Computerassistierte orthopädische Chirurgie

Die computerassistierte orthopädische Chirurgie (Computer Assisted Orthopedic Surgery, CAOS) ist in den verschiedensten Bereichen der Orthopädie und der Unfallchirurgie zunehmend verbreitet.<sup>103</sup> Sie wird besonders häufig in der Endoprothetik angewandt.<sup>102;120</sup> Dies erscheint sinnvoll, weil sich der Trend zum minimal invasiven Operieren mit reduziertem Blick auf die Anatomie mit intraoperativer Bildgebung<sup>13;50</sup> oder Computerunterstützung durchsetzt.<sup>67</sup>

Computergestützte Verfahren haben in den vergangenen Jahren im Bereich orthopädisch-chirurgischer Eingriffe eine zunehmende Beachtung erfahren. Moderne bildgebende Verfahren (CT, MRT) und immer bessere digitale Bildverarbeitungsprogramme bilden die Grundlage für eine geometrisch präzise dreidimensionale Darstellung anatomischer Strukturen. Es resultieren daraus neue Möglichkeiten der Diagnostik und der

präoperativen Planung, die im Bereich des Gelenkersatzes oder auch der Tumorchirurgie zunächst zur Herstellung von individuellen Implantaten oder zur Anfertigung von individuellen Modellen der Patientenanatomie verwendet wurden.

Mit den neuen Methoden der dreidimensionalen Bilddarstellung scheinen die Probleme der konventionellen Röntgentechnik, resultierend aus Ungenauigkeiten bei der Bestimmung des Röntgenvergrößerungsfaktors und der Knochenmorphologie überwindbar zu sein.

Obwohl heute mit Hilfe von Navigationssystemen einige Teilschritte des Eingriffs vom Operateur visuell an einem virtuellen Knochenmodell kontrolliert werden oder gar der Operationsroboter die Bearbeitung des Knochenlagers übernehmen kann, sind dennoch die Erfahrungen des Operateurs Grundlage des Erfolges.

### **2.5.1 Geschichte**

Pionier im Bereich der Navigation ist die Neurochirurgie. Erstmals wurden bereits Ende des 19. Jahrhunderts (Rickman Godlee 1895) Operationen am freigelegten Gehirn mittels eines bereits damals Stereotaxie genannten Verfahrens vorgenommen.<sup>11</sup> Dabei wurde der Kopf des Patienten für den Eingriff in ein verlässlich streng fixierendes Rahmensystem starr eingespannt. In späteren Jahrzehnten verfeinerte man die Hilfsmittel und Methodik. Verwendet wurde ab den 1940-er Jahren ein dreidimensionales Ringsystem („stereotaktischer Rahmen“), das um den Kopf des Patienten gespannt wurde.<sup>55;56;111</sup>

### **2.5.2 Robotik**

Ende der 1990-er Jahre waren Roboter, die als aktive Systeme bezeichnet werden, insbesondere in Deutschland in der Hüftendoprothetik weit verbreitet, aber die klinischen Ergebnisse rechtfertigten es nicht, an der Technologie festzuhalten.<sup>65</sup> Die Robotik ist im industriellen Bereich seit langer Zeit ein anerkanntes Mittel zur Prozessoptimierung und Qualitätssteigerung. Die Idee, dieses Instrument in der Hüftchirurgie zu nutzen, wurde Anfang der 1990-er Jahre in den USA in ein Entwicklungsprojekt überführt. Zunächst war eine reine Nutzung im tiermedizinischen Bereich geplant, später erkannte man das Potenzial einer humanen Anwendung. Man baute hierzu einen bewährten Industrieroboter um, der ursprünglich für die Platinenbestückung konzipiert war. Neben der Konstruktion von angepassten Werkzeugen mussten insbesondere im Bereich der Programmierung die Sicherheitsanforderungen in der menschlichen Anwendung umgesetzt wer-



den.<sup>22</sup> Durch die Zulassung dieses Produktes in den USA war eine Multizenterstudie erforderlich, die zum größten Teil in Deutschland durchgeführt wurde.<sup>8</sup> Inzwischen wird die Technologie insbesondere in Deutschland in mehreren Zentren eingesetzt – mit dem zuvor erwähnten zweifelhaften Erfolg.

Nach Erfahrungen unserer Klinik kann die Robotic im Bereich der Hüftendoprothetik als deutliche Qualitätssteigerung in Bezug auf präoperative Planung und intraoperativ exakte Umsetzung gesehen werden. Auch die mit dem Roboter erzielte Passung zwischen knöchernem Lager und der Prothese selbst ist deutlich besser als die erzielte Passung durch Handarbeit.

Als qualitätsmindernd sind jedoch die signifikant höheren OP-Zeiten und die eventuell nötige Zweitoperation, weil in den Patientenknöchel vor der eigentlichen Operation kleine Schrauben implantiert werden müssen (Pinimplantation), anzusehen. Der bisher kaum berücksichtigte Faktor der deutlich vermehrten Ablösung von Muskelansätzen am Oberschenkelknochen relativiert allerdings alle genannten Vorteile. Das Lösen der Muskulatur ist für einen freien Zugang des Roboters nötig. Das daraus in einigen Fällen resultierende Hinken oder gar die Luxation des Gelenks stellt unseres Erachtens zur Zeit die größte Limitation für diese Technologie dar.<sup>64</sup> Die genannten Nachteile sind im Wesentlichen auf Konstruktionsfehler der ersten Roboter-Generationen zurückzuführen. Darüber hinaus bleibt zu bemerken, dass die handelsüblichen Roboter bisher nicht für eine Pfannenimplantation ausgelegt sind.

### 2.5.3 Navigation

Navigationssysteme werden als passive Systeme bezeichnet, weil sie dem Operateur lediglich die Position des Instruments oder Implantats anzeigen, während die eigentliche Operation in den Händen des Operateurs bleibt. Auf dem Markt befinden sich zur Zeit zwei verschiedene Ausführungen: bildbasierte und bildfreie Systeme. Bildbasierte Systeme erfordern Bilddaten des Patienten, die entweder präoperativ (beispielsweise durch Computertomografie, CT)<sup>127;128</sup> oder während der Operation (etwa mit dem Röntgenbildwandler) aufgenommen werden.<sup>52</sup> Werden die Bilder präoperativ aufgenommen, ist eine intraoperative Registrierungsroutine zu durchlaufen, die das Ziel hat, die Koordinaten des virtuellen Bildes im Computer des Navigationssystems mit den dreidimensionalen Koordinaten des Patienten in Deckung zu bringen.

Bildfreie Systeme hingegen verwenden kinematische Daten (wie den Drehpunkt eines Gelenks) oder eine Anzahl von Punkten, die mit Hilfe des Navigationssystems von der Anatomie des Patienten abgegriffen werden.<sup>74;85</sup> Diese Punktwolken werden zur besseren Visualisierung bei manchen Navigationssystemen mit einem universellen dreidimensionalen Bild hinterlegt.

Die Computernavigation hat ihren Ursprung Anfang der 1990-er Jahre als so genannte rahmenlose Stereotaxie.<sup>59;70</sup> Aufgrund der positiven Erfahrungen im Bereich der Neurochirurgie des Hirns wurde die Technologie bald auf andere Anwendungen übertragen. Das Platzieren von Pedikelschrauben bei einer dorsal instrumentierten Spondylodese war die erste orthopädische Anwendung der Computernavigation.<sup>46;104-107</sup> Der weitere Vormarsch der Navigation im Bereich der Orthopädie zum Ende der 1990-er Jahre ist ein ganz wesentlicher Verdienst der Arbeitsgruppe um Nolte.<sup>15;16</sup> Zunächst wurde die Navigation außerhalb der Wirbelsäule für die Durchführung von periazetabulären Osteotomien verwendet.<sup>88;89</sup> Im Zusammenhang mit der Implantation von Hüftendoprothesen wird die Navigation erstmals von DiGioia erwähnt.<sup>32</sup> Er beschreibt bereits 1998 die Navigation als ein hilfreiches Instrument, um die Pfannenorientierung zu verbessern, wobei die Anwendung an zehn Patienten keinen wissenschaftlichen Beweis liefern konnte. Auch weitere Publikationen auf diesem Gebiet zeigen eine Verbesserung der Pfannenorientierung mit der Navigation, wenn auch nur für eine kleine Fallzahl.<sup>33;36;92</sup> Während nun die Navigation im Bereich der Endoprothetik von den Implantatherstellern massiv beworben und vermarktet wurde, blieben Studien, die eine Evidenz für den Vorteil gegenüber der konventionellen manuellen Implantation erarbeiteten, mehr oder weniger aus. Nur wenige Arbeitsgruppen (jeweils nur mit einer kleinen Patientenzahl) berichten über eine Verbesserung der Pfannenpositionierung bei Verwendung von Navigationssystemen.<sup>51;73;127</sup> Weder unterschiedliche Operateure noch verschiedene Navigationssysteme wurden hier berücksichtigt.

So wurde und wird die Diskussion über Sinn und Zweck der Navigation mehr emotional als sachbezogen geführt. Die Befürworter und Anwender nutzten insbesondere den Werbeeffect bei der Patientenakquise. Die Gegner argumentierten mit verlängerten Operationszeiten und erhöhten Fallkosten. Sie argumentieren, dass die Navigation lediglich ein Hilfsmittel für den ungeübten Operateur darstelle, für den Spezialisten aber nicht notwendig sei.

Bei den Navigationsanwendern finden sich durchaus unterschiedliche Meinungen. Insbesondere die Frage, ob zur Navigation von Hüftendoprothesen bei der Implantation der

Pfannenkomponente eine bildbasierte Navigation<sup>3;17;34;68;79;92;127</sup> zu besseren Ergebnissen als eine bildfreie Navigation führt, ist letztendlich nicht geklärt.<sup>37;75;78;90;101;129</sup>

Zu dieser Fragestellung wurde erstmals 2006 von der Arbeitsgruppe um Grifka eine prospektive, randomisierte Studie veröffentlicht, die eindrucksvoll den Unterschied in der Genauigkeit der Pfannenorientierung zur Handimplantation belegt, jedoch keinen signifikanten Unterschied zwischen bildfreiem und bildbasiertem System findet.<sup>76</sup> Diese Studie berücksichtigt allerdings weder die Pfannenposition noch unterschiedliche Navigationssysteme. Außerdem werden Navigationssysteme untersucht, die schon in längerer klinischer Anwendung in der Klinik der Autoren sind und bei deren Entwicklung diese zum Teil mitgewirkt haben.

Ob die Erfahrung des Operateurs in irgendeiner Weise als Qualitätsfaktor eingeht, bleibt dabei ungeklärt.

### 3 Grundlagen der computerassistierten Chirurgie

Im klinischen Einsatz lassen sich in jedem CAOS-System (Computer-Assisted Orthopedic Surgery) beziehungsweise CAS-System (Computer-Assisted Surgery) drei Komponenten definieren, die miteinander in Verbindung stehen:

1. Therapeutisches Objekt (Patient bzw. dessen Knochen/Gelenk)
2. Navigator (passiv: Navigationssystem, aktiv: medizinische Roboter)
3. Virtuelles Objekt (Abbildung des therapeutischen Objektes)

#### 3.1 Therapeutisches Objekt

Das therapeutische Objekt stellt das Ziel des chirurgischen Eingriffes dar. In der Orthopädie ist in der Regel der Knochen das therapeutische Objekt. Aber auch Weichteile wie eine Bandstruktur oder eine Bandscheibe können therapeutische Objekte darstellen. Oft werden auch Implantate wie Schrauben oder Endoprothesen zum therapeutischen Objekt, beispielsweise im Fall einer Revisionsoperation. Bei vielen Operationen müssen mehrere therapeutische Objekte verarbeitet werden.

#### 3.2 Navigator

Der Navigator ist in jedem CAOS-System das zentrale Element. Er hat die Aufgabe, das virtuelle Objekt, also das virtuelle Bild des Patienten, vorzuhalten. Außerdem definiert er ein globales Koordinatensystem, in dem die Lage und Ausrichtung des therapeutischen Objekts sowie der Instrumente bestimmt sind. Während man bei einem Robotersystem von einem aktiven Navigator spricht, handelt es sich bei einem Navigationssystem um einen passiven Navigator, der die Instrumentenlage lediglich in Form von Positionskoordinaten in Relation zum therapeutischen Objekt misst und visualisiert.

Bei der aktiven Navigation werden die Instrumente auf dem Arbeitsarm des Roboters befestigt und von diesem positioniert und geführt. Der Arbeitsraum des Roboters ist hier mit dem globalen Koordinatenraum gleichzusetzen. Das Messprinzip für die Koordinaten ist ein mechanisches, am ehesten ist dieses vergleichbar mit der Stereotaxie. Im Roboterarm finden sich Weg- und Winkelsensoren, die nach einer entsprechenden Kalibrierung die Navigation im Koordinatenraum ermöglichen.

Im Gegensatz dazu verwendet die passive Navigation ein berührungsloses Messen der Koordinaten. Es werden dabei verschiedene physikalische Messprinzipien verwendet:

1. Ultraschall
2. Elektromagnetismus
3. Optoelektronik

### **3.2.1 Ultraschall**

Im ausgehenden 19. Jahrhundert entdeckt, dauerte es eine Weile – bedingt durch die benötigte, aber erst später entwickelte echtzeitfähige elektronische Signalverarbeitung – bis die Technologie zur heutigen Bedeutung heranreifte. Nach ersten, mittlerweile gut etablierten Anwendungen als Sonar zur Ortung von Schiffen und Minen sowie zur Charakterisierung von Werkstoffen und Bauteilen im industriellen Bereich, dient Ultraschall seit mehr als 50 Jahren zur am häufigsten verwendeten Bildgebungsmodalität für die medizinische Diagnostik. Das Verfahren, mittels Ultraschalllaufzeitmessung das globale Koordinatensystem eines Navigators aufzubauen, ist hingegen sehr anfällig gegen Temperaturschwankungen und erfordert daher eine genaue Kalibrierung vor jedem Einsatz. Im Bereich der Bewegungsanalyse sind ultraschallbasierte Systeme im Einsatz.<sup>24</sup> Bisher ist jedoch kein System verfügbar, auf dem ein operativ nutzbares Navigationssystem aufgebaut werden könnte.

### **3.2.2 Elektromagnetismus**

Elektromagnetische Markersysteme beruhen auf der Vermessung eines in einer Spule erzeugten Magnetfeldes.<sup>47</sup> Obwohl sie als einziges Verfahren nicht auf den direkten „Blickkontakt“ zwischen Messgerät und zu vermessendem Objekt angewiesen sind, haben sie den erheblichen Nachteil, dass die Charakteristik des verwendeten Magnetfeldes durch metallische und in geringerem Maße sogar durch nichtmetallische Gegenstände beeinflusst wird. Art und Ausmaß des daraus folgenden Messfehlers sind dabei weder vorhersagbar noch korrigierbar. Dieses Verfahren wurde nur von einem Anbieter bis in das Stadium der Marktreife weiterentwickelt, dann aber von optischen Systemen abgelöst.

### 3.2.3 Optoelektronik

Die heute hauptsächlich genutzten Systeme basieren auf der optischen Verfolgung von Instrumenten durch spezielle Kameras und einer entsprechenden Elektronik. Um die Raumkoordinaten eines nicht deformierbaren Instruments räumlich ermitteln zu können, müssen aus geometrischer beziehungsweise mathematischer Sicht die Lage von mindestens drei Punkten erfasst werden, die nicht durch eine Linie miteinander verbunden werden können.

Für die optoelektronische Navigation nutzt man zur Darstellung dieser Punkte Infrarotlicht aussendende LEDs (Light Emitting Diodes), die auch als aktive Marker bezeichnet werden oder passive reflektierende Kugeln mit speziell beschichteter Oberfläche (passive Marker). Während die aktiven Marker das Licht selbst emittieren, befindet sich bei den passiven Markern die Lichtquelle im Bereich der Kameras. Einige Firmen implementieren mehr als drei Marker in ein Instrument. Diese Redundanz wird dazu benutzt, Instrumente in jeder beliebigen Raumlage zu erkennen und zwar auch dann, wenn eine oder mehrere Marker nicht im Sichtfeld des Kamerasystems liegen.

Aktive und passive Markersysteme haben spezifische Vor- und Nachteile:

- Aktive Markersysteme sind in der Regel mit Kabeln angeschlossen, über die die LEDs angesteuert werden und die speziell bei umfangreichen Instrumentarien zusätzliche Vorsicht und Ordnungsdisziplin am Operationstisch verlangen. Ein großes Problem liegt in der relativen Empfindlichkeit. Insbesondere die Lagerung in Operationscontainern und die Sterilisation bereiten aufgrund der Materialeigenschaften der Geräte Schwierigkeiten.
- Passive Markersysteme erzeugen dagegen höhere Fallkosten, da die reflektierenden Marker als Verbrauchsmaterial anzusehen sind. Zudem wird die Genauigkeit, mit der das Zentrum eines Markers erfasst wird, schlechter, wenn eine Kugel teilweise verschmutzt wird, was beispielsweise durch Blutspritzer geschehen kann.

Auf die zu verfolgenden Instrumente werden mindestens drei LEDs bzw. Kugeln (auch „Marker“, „Lokator“ oder „Tracker“ genannt) montiert. Jeder einzelne Marker wird nun von einem Kamerasystem verfolgt, bestehend aus mindestens zwei einzelnen Kameras.

Diese Kameras sind durchgängig CCD-Kameras („Charge Coupled Device“: ladungsgekoppeltes Bauteil einer Digitalkamera), bei denen ein lichtempfindlicher Chip, zu meist auf Silizium-Halbleiterbasis, das Licht punktförmig in elektrische Ladung umwandelt.<sup>84</sup> Ein nachgeschalteter Prozessor kann aus den so gewonnenen Daten das Bild errechnen. Die Auflösung eines solchen Chips wird in der Anzahl der Bildpunkte (Pixel) angegeben, wobei jeder Bildpunkt durch eine Silizium-Fotodiode gebildet wird. Sie liegt zwischen 300.000 und 6.000.000 Pixel, Tendenz steigend. CCD-Bildsensoren finden in Videokameras, in denen sie die Bildröhre ersetzen, und in Digitalkameras Verwendung. Die Auflösung der CCD-Sensoren limitiert die räumliche Auflösung innerhalb des globalen Koordinatensystems. Sowohl die Licht emittierenden Elemente als auch die Kameras arbeiten in der Regel im Infrarotbereich. Die Verwendung von Licht in diesem Frequenzbereich garantiert einen Aufbau, der kaum durch Fremdlicht beeinflusst wird, so dass die Operation mit der üblichen Beleuchtung durchgeführt werden kann.

Anspruchsvoll ist es mehrerer Objekte im globalen Koordinatensystem des Navigators zu verfolgen. Bei der Nutzung von aktiven Markern können diese in schneller Folge nacheinander eingeschaltet werden, so dass sich den Kameras immer nur ein einzelner Lichtblitz darstellt, der einer bestimmten LED zugeordnet werden kann und somit eine einfache sowie eindeutige Identifikation von mehreren Instrumenten erlaubt.

Passive Marker werden von einer auf dem Kamerasystem montierten Infrarotlichtquelle angeleuchtet und reflektieren ein Muster von Lichtpunkten. Die Analyse mehrerer aufeinander folgender Reaktionsbilder lässt dann Markerreflexe erkennen, die sich synchron bewegen, also zusammengehören. Um verschiedene Instrumente eindeutig identifizieren zu können, werden darüber hinaus innerhalb eines Instrumentensatzes verschiedene Anordnungsmuster der Kugeln für jedes Instrument verwendet.

### **3.3 Virtuelles Objekt**

Als virtuelles Objekt wird jedes Abbild des therapeutischen Objektes bezeichnet. Die älteste Abbildung des therapeutischen Objekts ist die Zeichnung. Man nutzte und nutzt sie beispielsweise in Atlanten der Anatomie. Individuelle Abweichungen von einer „Normanatomie“ führen dabei zu Ungenauigkeiten.

Heutzutage steht eine Vielzahl von Verfahren zur Verfügung, mit denen praktisch jede Art von Struktur im menschlichen Körper abgebildet werden kann. In der computeras-

sistierten Chirurgie unter Zuhilfenahme einer Bildgebung wird grundsätzlich unterschieden, ob das Bild präoperativ oder intraoperativ angefertigt wird.

### 3.3.1 Präoperative Bildgebung

Das wichtigste präoperative bildgebende Verfahren in der CAOS ist die Computertomografie (CT). Das von Hounsfield 1967 eingeführte CT erlaubt die überlagerungsfreie Darstellung aller Körperregionen in Querschnitten. Das Verfahren arbeitet mit Röntgenstrahlen. Während beim konventionellen Röntgen die unterschiedliche Strahlenintensität, verstärkt durch Leuchtstofffolien, eine entsprechend abgestufte Filmschwärzung bewirkt, wird bei der CT die durch den Körper in unterschiedlichem Maße absorbierte Strahlung von Detektoren gemessen. Die so erhaltenen Werte werden computergestützt in einen bildlichen Querschnitt umgesetzt. Die Röntgenröhre rotiert um die Längsachse des Patienten. Detektoren auf der gegenüberliegenden Seite messen die ankommende Strahlung und geben die Werte an einen Computer weiter. Dieser wertet nun aus allen ihm für eine Schicht zukommenden Werten aus, in welchem Bereich der Schicht es zu starken oder geringen Schwächungen kommt und ordnet so jedem Volumenelement der Schicht einen Dichtewert zu. Nach dem Entdecker des Verfahrens wird dieser in „Hounsfield-Einheiten (HE)“ angegeben.

Eine Computertomografie stellt einen dreidimensionalen, geometrisch präzisen Datensatz zur Verfügung. Dieser Datensatz ist für die Darstellung von Knochen ideal anwendbar, da auch seine Binnenstruktur gut abgebildet wird und die Bilder einen sehr deutlichen Knochen-Weichteil-Kontrast aufweisen. Darüber hinaus liegen CT-Scans in digitaler Form vor, so dass sie sich für eine Weiterverarbeitung im Computer hervorragend eignen.

Auch die Kernspintomografie wird in zunehmendem Maße als Grundlage für das virtuelle Objekt herangezogen. Die physikalische Grundlage der Magnetresonanztomografie (MRT) bildet die Kernspinresonanz. Dabei nutzt man die Tatsache, dass Protonen und Neutronen einen Eigendrehimpuls (Spin) besitzen und Atomkerne dadurch ein magnetisches Moment erhalten. Ein Atomkern kann vereinfacht als ein magnetischer Kreisel angesehen werden. Wird ein solcher rotierender Kern in ein statisches magnetisches Feld gebracht, so richtet sich dieser aus. Durch das Ausrichten beginnt der Kern mit einer Präzisionsbewegung, das heißt, die Rotationsachse des Kerns dreht sich um die Richtung des angelegten Magnetfeldes. Die Präzisionsbewegung tritt immer dann auf,



wenn der Kern aus seiner Ruhelage gebracht wird. Wird das äußere Feld wieder abgestellt, so fällt der Kern in seine ursprüngliche Lage zurück.

Der magnetische Fluss des rotierenden Dipols induziert in der Messspule eine Spannung. Wird das transversale Wechselfeld, welches das magnetische Moment eines Atomkerns um 90 Grad gekippt hat, abgeschaltet, so rotiert der Kern weiter in der xy-Ebene. Bringt man nun eine Spule in die Nähe des rotierenden magnetischen Moments, so wird in dieser eine Spannung induziert. Diese kann gemessen und in ein dreidimensionales Bild umgewandelt werden.

Im Wesentlichen wird die Verteilung der Wasserstoffatome im Kernspin dargestellt, daher eignet sich das Verfahren insbesondere zur Abbildung von wasserhaltigen Weichteilen. Es hat sich bisher nicht regelhaft in der CAOS durchgesetzt. Der Grund liegt, im Vergleich zum CT, in der größeren geometrischen Ungenauigkeit und dem mangelnden Knochen-Weichteil-Kontrast.

### **3.3.2 Intraoperative Bildgebung**

Die präoperative Bildgebung weist eine Reihe von Nachteilen auf. Das ist zum einen der finanzielle und logistische Aufwand eines CTs. In vielen Fällen ist es für die orthopädische Diagnostik nicht erforderlich, ein Computertomogramm zu erstellen. Eine präoperative CT-Untersuchung, allein zum Zwecke der Navigation, ist in ihrer Indikation streng zu prüfen. In vielen Fällen bieten sich intraoperative bildgebende Verfahren an, da sich die Knochen durch den operativen Eingriff verändern (z.B. im Rahmen einer Frakturpositionierung). Das präoperative Abbild kann in diesem Fall nicht mehr als Äquivalenz der intraoperativen Situation angesehen werden.

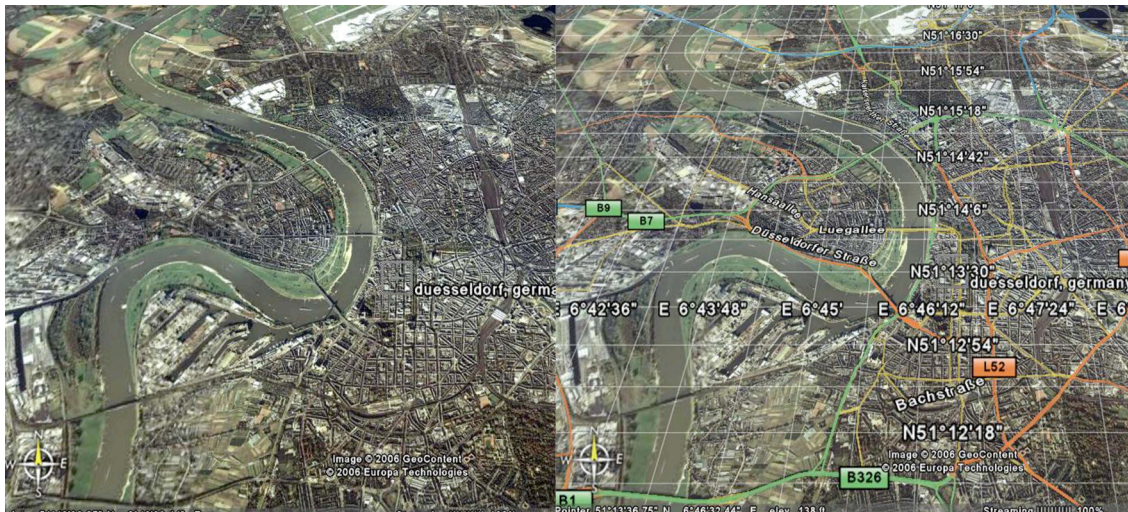
Die intraoperative Nutzung der Computertomografie ist grundsätzlich möglich, erfordert aber einen erheblichen logistischen Aufwand. Die Kernspintomografie als intraoperative Bildgebung bleibt bisher Ausnahmefällen vorbehalten.

Als Alternative werden Bildverstärkersysteme verwendet, die sich bereits seit vielen Jahren im operativen Alltag bewährt haben. Diese haben gegenüber der CT allerdings den Nachteil, dass sie nicht in einem dreidimensionalen Datensatz, sondern nur in einer Serie von Projektionsbildern zur Verfügung stehen. Von Vorteil ist, dass eine Registrierung des Patienten nicht erforderlich ist, wie in Kapitel 3.3.4 erläutert wird.

### 3.3.3 Segmentierung

Nach der Anfertigung der Computer- oder Kernspintomografie steht bisher nur das zwei- oder dreidimensionale Bild zur Verfügung, das der Computer des Navigators gespeichert hat; also lediglich eine Ansammlung von Grau- oder Farbpunkten. Anatomische Strukturen zeigt dieses Bild zwar indirekt, sie sind jedoch nur vom geübten Auge, das sich mit der Anatomie auskennt, erkennbar und stehen dem Computer bisher nicht zur Verfügung. Die Bilder müssen segmentiert werden.

Der Begriff Segmentierung lässt sich gut anhand einer Straßenkarte verdeutlichen, die nichts anderes als ein segmentiertes Luftbild darstellt (Abbildung 2).



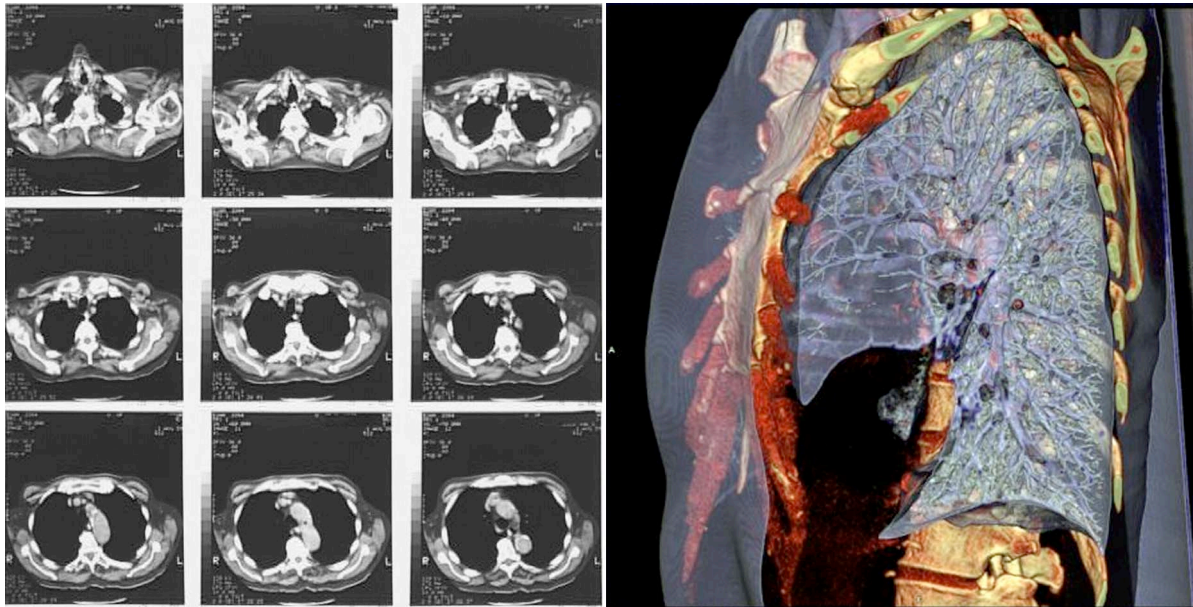
**Abbildung 2:** Luftbild von Düsseldorf (links) und segmentierte Hauptstraßen sowie das globale Koordinatensystem (rechts).

Die Segmentierung ist ein Teilgebiet der digitalen Bildverarbeitung und des maschinellen Sehens. Die Erzeugung von inhaltlich zusammenhängenden Regionen durch Zusammenfassung benachbarter Pixel oder Voxel entsprechend einem Homogenitätskriterium bezeichnet man als Segmentierung.

Im Anatomieatlas hat der Zeichner das Bild segmentiert und die Venen blau, die Arterien rot und die Nerven gelb gezeichnet, also manuell segmentiert. Es sind inzwischen viele Verfahren zur automatischen Segmentierung bekannt. Grundsätzlich werden sie in pixel-, kanten- und regionenorientierte Verfahren eingeteilt. Zusätzlich unterscheidet man modellbasierte Verfahren, bei denen von einer bestimmten Form der Objekte aus-

gegangen, und texturbasierte Verfahren, bei denen auch eine innere homogene Struktur der Objekte berücksichtigt wird.

Mit Hilfe dieser automatisierten Verfahren ist es möglich, unterschiedliche Gewebe oder Organsysteme sehr detailgetreu und sicher zu segmentieren (Abbildung 3).



**Abbildung 3: Thorax-CT (links) und segmentierte Knochen und Bronchialbaum in einer 3D-Rekonstruktion (rechts).**

Natürlich kann der Operateur auch bei der CAOS in einem nicht automatischen Verfahren die Segmentierung ausführen. Die automatischen Verfahren sind hierbei schon weit fortgeschritten, dennoch weisen sie Fehler auf, so dass eine Option zur semiautomatischen oder manuellen Bearbeitung gegeben bleibt.

### **3.3.4 Registrierung**

Um die Verbindung von virtuellem Objekt zu Navigator, Instrumenten und therapeutischem Objekt herzustellen, bedient man sich bei der Verwendung präoperativer Bilder der Registrierung, auch „Matching“ genannt. Im Falle eines Freihandnavigationssystems wird es damit möglich, die vom Navigator relativ zur Anatomie gemessene Instrumentenposition am Monitor darzustellen. Für den Roboter erfolgt die Registrierung eines präoperativ im virtuellen Objekt definierten Arbeitsplans am therapeutischen Objekt, um diesen autonom umzusetzen.

Die Registrierung erzeugt eine Zuordnungstabelle, die jedem beliebigen Punkt in einem der beiden Objekte sein gegenständliches Gegenüber zur Seite stellt. Grundlage für die



Registrierung ist, dass die Raumlage des therapeutischen Objekts innerhalb des globalen Koordinatenraums entweder konstant gehalten wird oder verfolgt werden kann.

So wurde das therapeutische Objekt bei der Anwendung des Robodoc fest mit dem Koordinatenraum des Navigators, also mit der Roboterbasis, verbunden. Ein Messfühler gewährleistet während der Operation, dass sich das therapeutische Objekt während der Bearbeitung im globalen Koordinatenraum des Navigators nicht verschiebt (Abbildung 4). Dies hat verfahrenstechnisch und klinisch erhebliche Nachteile gezeigt.

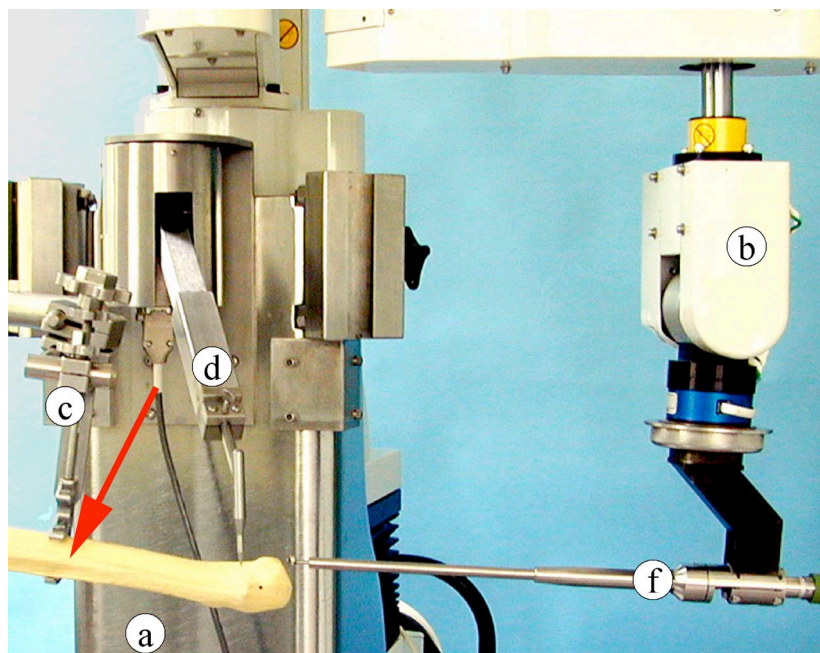
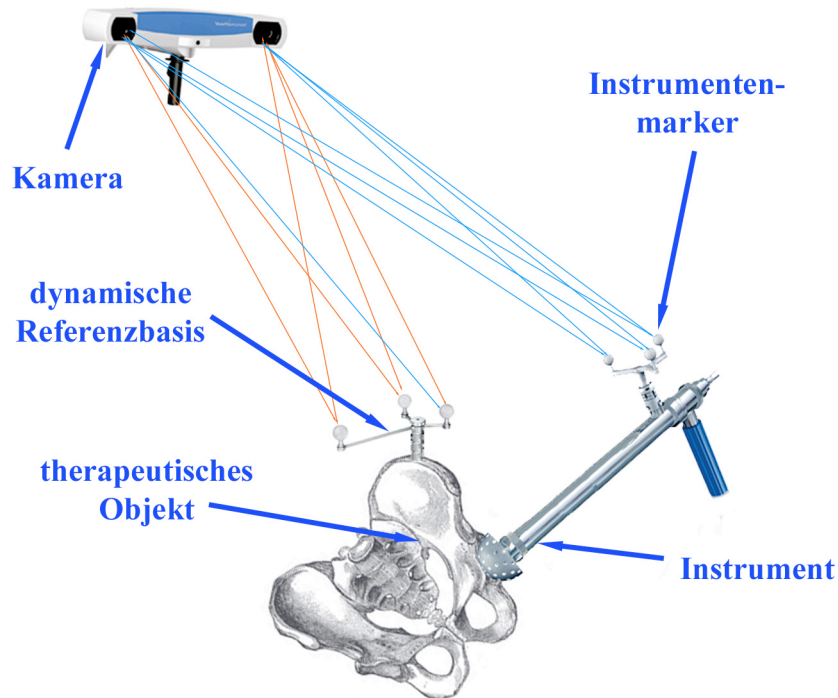


Abbildung 4: Feste Verbindung des therapeutischen Objekts mit der Roboterbasis. (a) Roboterbasis, (b) Roboterarm, (c) Knochenhalter, (d) Bewegungssensor, (f) pneumatische Fräse.

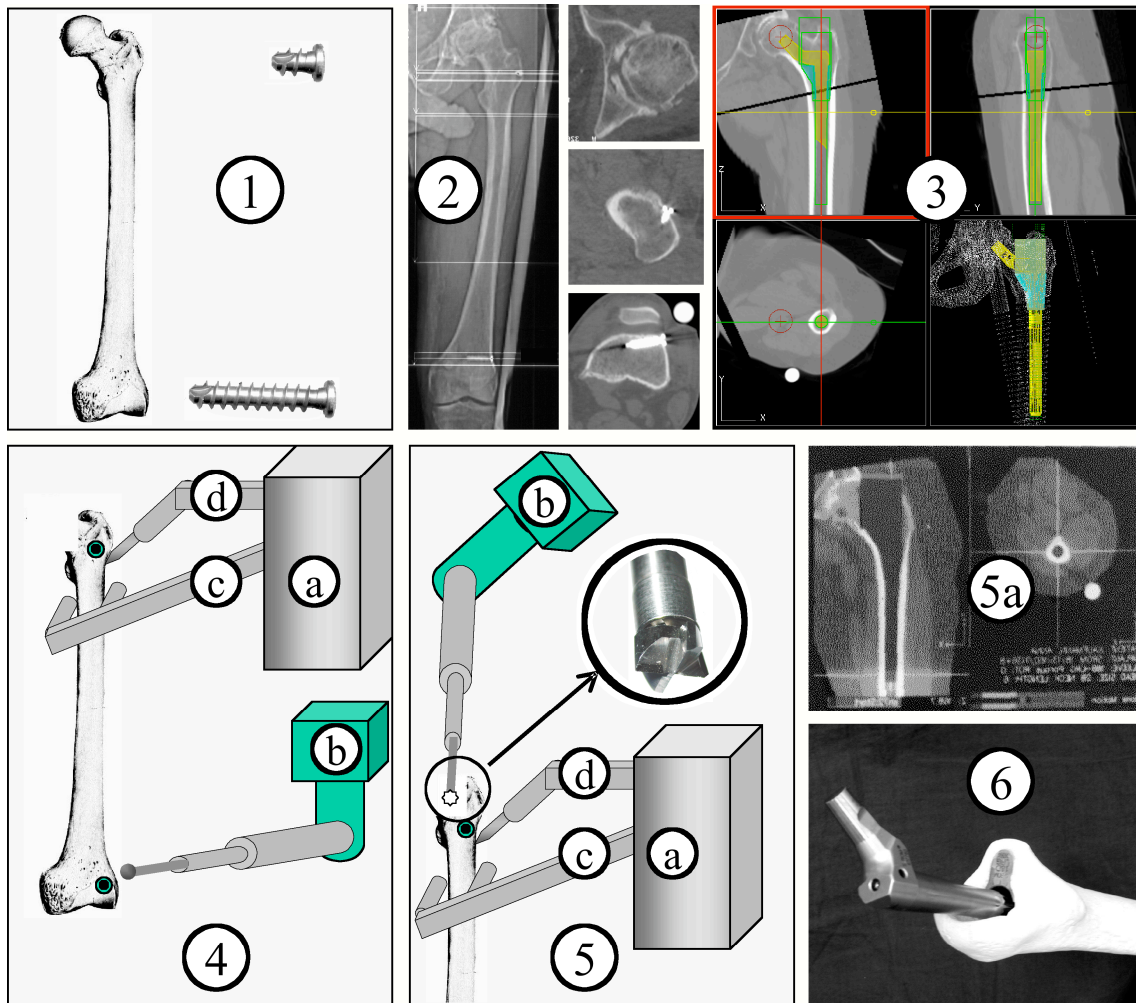
Standard ist heute, das therapeutische Objekt zu verfolgen („Tracking“), also dieses immer in Relation zu den Instrumenten auf dem Monitor darzustellen. Hierzu wird das therapeutische Objekt, beispielsweise ein Knochen, mit einer so genannten dynamischen Referenzbasis versehen (Abbildung 5). Mit dieser Markieranordnung kann das therapeutische Objekt im Koordinatenraum des Navigators verfolgt werden. Bewegungen des Patienten, wie zum Beispiel das Absenken des Operationstisches, aber auch das Verschieben der Kameraeinheit haben keinerlei Einfluss, weil die Lage des therapeutischen Objektes bekannt bleibt.

In einem solchen Fall kann nämlich die Beziehung zwischen den beiden lokalen Koordinatensystemen mathematisch durch eine Koordinatentransformation ausgedrückt werden, bestehend aus drei Translationen, drei Rotationen und einem Skalierungsfaktor.



**Abbildung 5: Prinzip der dynamischen Referenzbasis.**

Zwei verbreitete Verfahren zum intraoperativen Matching sind die Punkte-Paar- und die Oberflächenregistrierung. Bei der Punkte-Paar-Registrierung wird ein Teil der Zuordnungstabelle ausgefüllt. Markante Punkte werden präoperativ im CT und intraoperativ durch einen Digitalisierzeiger (Pointer) definiert. Sie dienen als Repräsentanten, mit deren Hilfe die gesuchte Transformation abgeschätzt werden kann. Neben anatomischen Landmarken kommen auch künstliche Markierungen zum Einsatz. Dafür werden vor der CT-Aufnahme Scheiben, Kugeln oder Stifte (Pins) unter Lokalanästhesie eingebracht (Abbildung 6). Diese sind sowohl im CT als auch intraoperativ am Patienten sehr leicht und vollautomatisch wieder zu finden und können für ein exaktes „Matching“ genutzt werden.



**Abbildung 6: Schema der Robodocoperation.**

(1) Pin implantation. (2) CT. (3) Datentransfer und Generierung eines 3D Modells, die Pins werden im virtuellen Objekt lokalisiert. (4) Das Femur wird mit der Roboterbasis verbunden und die Pins mit dem Roboterarm referenziert. (5) Fräsvorgang, (5a) ein intraoperativer Monitor zeigt den Fortschritt der Fräsung. (6) Die Prothese wird von Hand implantiert. (a) Roboterbasis, (b) Roboterarm, (c) Knochenhalter, (d) Bewegungssensor.

Die Oberflächenregistrierung dient meist der Verfeinerung einer aus einer Punkte-Paar-Registrierung berechneten Transformation. Man nutzt dabei die Tatsache, dass eine relativ kleine Anzahl von Punkten auf dem zugänglichen Knochen die Kontur sehr präzise beschreiben kann. Die Punkte werden mit einem Pointer vom Knochen abgegriffen.

Die Form der Knochenoberfläche im virtuellen Bild wird dabei mit Hilfe von Bildverarbeitungsalgorithmen aus dem CT-Datensatz ermittelt.

### 3.3.5 Validierung

Bei der Registrierung wird die gesuchte Koordinatentransformation durch manuell erfasste Daten errechnet, die mit Messfehlern behaftet sein können. Um ein Fortsetzen der Operation zu ermöglichen, wird einerseits die erreichte Genauigkeit der Transformation angezeigt, andererseits ist der Chirurg gehalten, bekannte markante Punkte am therapeutischen Objekt aufzusuchen und die Lokalisation mit dem virtuellen Bild zu vergleichen. Dies stellt einen kritischen Schritt im System dar, da der Arzt die operative Genauigkeit hier subjektiv beurteilt.

### 3.3.6 Alternativen zur Erzeugung des virtuellen Objekts

Ein Computertomogramm bedeutet eine zusätzliche Untersuchung, die weitere Kosten verursacht. Außerdem besteht für den Patienten hierdurch eine nicht unerhebliche Strahlenbelastung. Eine weitere Möglichkeit, ein virtuelles Objekt intraoperativ zu erzeugen, stellt das Erfassen der „chirurgie-basierten Anatomie“ dar. Dabei wird auf die Verwendung einer Bildgebung im Zusammenhang mit der Navigation weitgehend verzichtet. Stattdessen erzeugt der Operateur nach dem Anbringen der dynamischen Referenzbasis und vor dem eigentlichen Navigationsschritt zunächst ein virtuelles Modell der natürlichen Anatomie, indem bestimmte markante, anatomisch eindeutig definierte Punkte, Linien oder Oberflächen mit navigierten Instrumenten abgetastet und vom System aufgenommen werden. Solche Navigationssysteme werden auch als bildfreie Systeme bezeichnet.

Desweiteren kann der Operateur bestimmte Bewegungsachsen ermitteln. Zum Beispiel kann er das Rotationszentrum des Hüftgelenkes durch passives Durchbewegen (auch „Pivotieren“ genannt) bestimmen. Für die computernavigierte Implantation von Hüft- oder Kniegelenksendoprothesen ist dies ein wichtiger Bezugspunkt ebenso wie die entsprechende Bewegungsachse des Sprung- bzw. Kniegelenks.

Auf diesem Wege baut sich aus den einzelnen Elementen nach und nach eine abstrakte Kopie des Operationsfeldes auf, in dem dann die folgenden Operationsschritte zunächst geplant und simuliert werden können.

## 4 Fragestellung und Ziel des Projekts

Ungeklärt ist die Frage, ob die Navigation die Pfannenplatzierung generell verbessert und ob dies für unterschiedliche Operateure in unterschiedlichen Stadien der Facharztausbildung gilt, also mit unterschiedlicher Erfahrung. Offen ist weiterhin die Frage, ob CT-basierte Systeme Vorteile gegenüber bildfreien Systemen haben. Darüber hinaus ist bisher nicht geklärt, welche Toleranzen bezüglich Pfannenorientierung und Pfannenposition der Operateur mit Hilfe seiner Sinne einhalten kann und inwieweit er in der Lage ist, diese im Sinne einer Erfolgskontrolle selbst einzuschätzen. Offen ist auch die Frage, welche Toleranzen mit Hilfe eines Navigationssystems zu erreichen sind, also wie die Genauigkeit und Präzision des Gesamtprozesses „Pfannenimplantation“ einzuschätzen sind.

Das Ziel dieser Studie ist es, die Qualität der Pfannenimplantation mit verschiedenen bildbasierten und bildfreien Navigationssystemen mit der konventionellen Handplatzierung zu vergleichen.

Es werden folgende Hypothesen aufgestellt:

1. Navigation erlaubt eine quantitativ bessere Pfannenorientierung.
2. Navigation erlaubt eine quantitativ bessere Pfannenpositionierung.
3. Der Effekt der Navigation ist beim unerfahrenen Operateur größer als beim erfahrenen.
4. Bildbasierte Systeme weisen Vorteile gegenüber bildfreien auf, die den zusätzlichen Aufwand rechtfertigen.
5. Der Operateur ist in der Lage, Orientierung und Position der Pfanne sowie das Gesamtergebnis im Sinne einer intraoperativen Qualitätskontrolle einzuschätzen.
6. Die Präzision der subjektiven Einschätzung wird mit dem Erfahrungsgrad besser.
7. Navigationssysteme verringern die Effektivität einer Pfannenimplantation aufgrund des zusätzlichen Zeitaufwandes.



## 5 Material und Methode

### 5.1 Navigationssysteme

Fünf verschiedene Navigationssysteme standen für diese Studie zur Verfügung: Navitrack™ (CT-frei), Navitrack™<sup>1</sup> (CT-basiert), OrthoPilot™ (CT-frei), VectorVision™ (CT-basiert) und SurgeticsStation™ (CT-frei).

#### 5.1.1 Navitrack

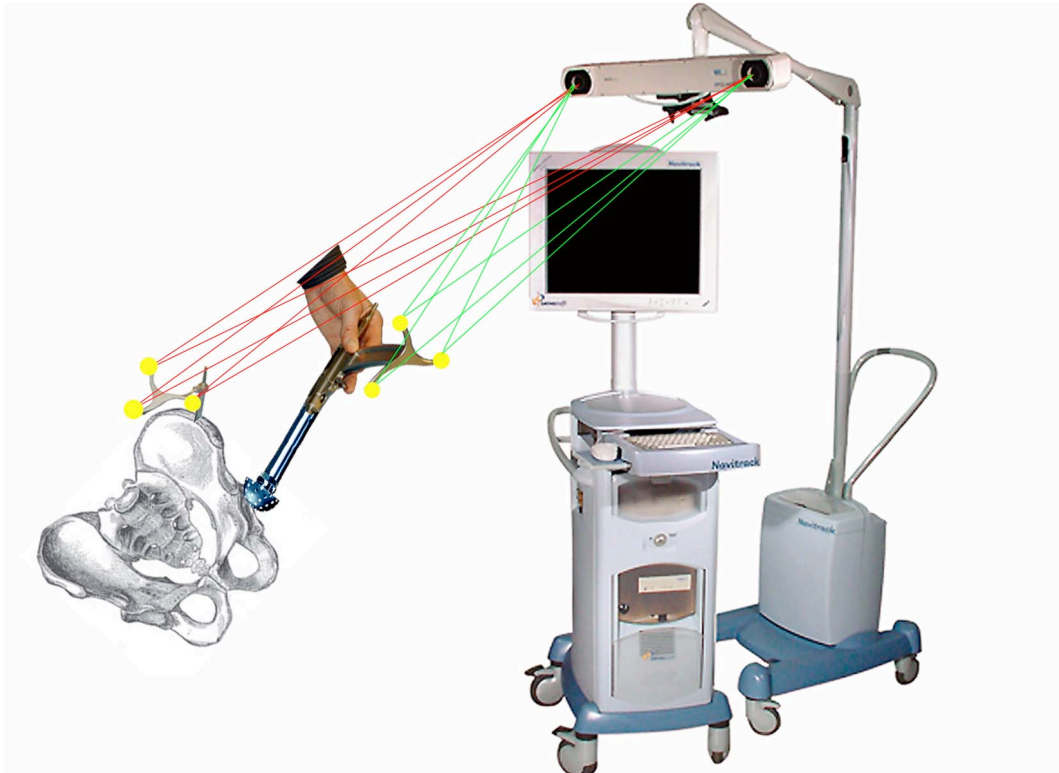
Das Navitrack-System<sup>a</sup> (Abbildung 7) umfasst eine Unix-basierte Rechneinheit und ein optoelektronisches Trackingsystem. Die Wahrnehmung der Instrumente und der anatomischen Objekte folgt dem Prinzip der dynamischen Referenzierung. Die Instrumente sind mit passiven Reflektoren versehen; an den knöchernen Strukturen werden ebenfalls mit Reflektorkugeln versehene dynamische Referenzbasen angebracht.

CT-basiert ist eine präoperativ angefertigte Computertomografie und ein daraus generiertes 3D-Modell die Grundlage für die Achsbestimmung und Implantatpositionierung. Dadurch ist bei dieser Methode präoperativ eine exakte drei-dimensionale Planung möglich, gegebenenfalls mit unterschiedlichen Implantaten.

CT-frei werden alle Achsen und Landmarken intraoperativ bestimmt, die Möglichkeit der 3D-Planung entfällt dadurch. Die CT-freie Hüftnavigation orientiert sich am Drehzentrum des anatomischen Kopf- beziehungsweise Pfannenzentrums, welches durch intraoperative Abtastung von Oberflächenpunkten des Hüftkopfes oder der Pfanne berechnet wird. Durch Abtasten der Symphyse und der Spinae iliacae anteriores wird ein Referenzkoordinatensystem definiert.

---

<sup>a</sup> Zimmer, Warsaw, US



**Abbildung 7: Das Navitracksystem.**

Bei der CT-basierten Version erfolgt nach Freilegen des jeweiligen Gelenks die Registrierung der Patientenanatomie. Bei der CT-freien Version erfolgt die oben beschriebene Festlegung der Achsen und des Mosaikmodells (Abbildung 8).

Bei der CT-basierten Hüftapplikation erfolgt das Auffräsen des Azetabulums und das Einbringen der endgültigen Pfanne unter Angabe der Winkel für Inklinatation und Anteversion am Systemmonitor und Darstellung der Pfannenfräse bzw. der Pfanne in exakter Relation zum dreidimensionalen CT-Modell. Zusätzlich werden das aktuelle Drehzentrum und das Drehzentrum der geplanten Pfanne dargestellt. Die Fräs- bzw. Eindrehtiefe kann an einem Schnitt durch das CT-Modell exakt kontrolliert werden.

In der CT-freien Version werden zuerst die Winkel für Anteversion und Inklinatation berechnet angezeigt. Gleichzeitig wird die Visualisierung der Pfanne in Relation zum Mosaikmodell gesetzt und die Veränderung des Drehzentrums zum ursprünglichen Drehzentrum dargestellt.

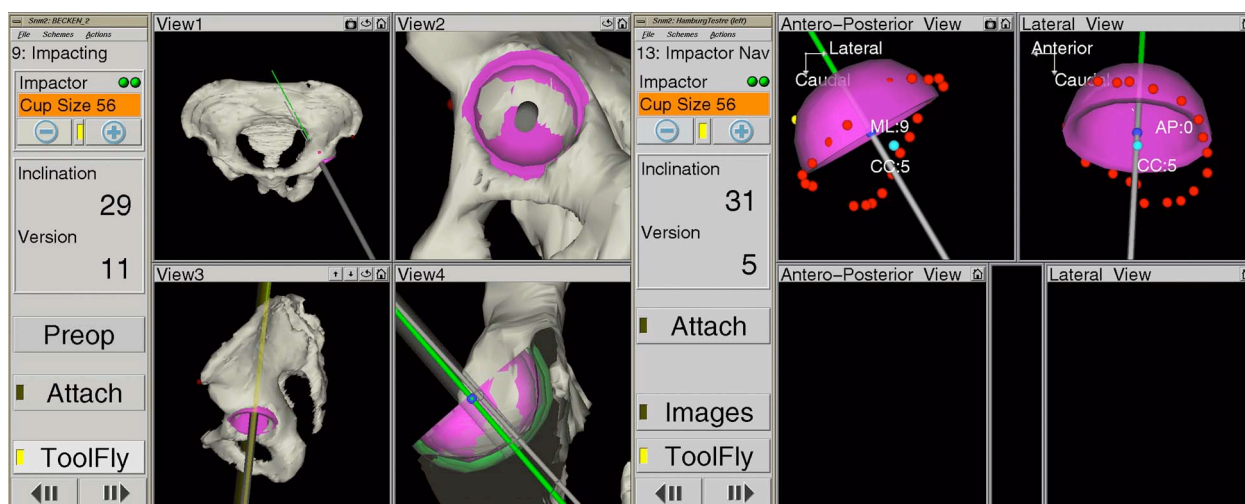


Abbildung 8: Navigationsbildsch. des CT-basierten Navitrack (l.) im Vergleich zum CT-freien Navitrack Systems.

### 5.1.2 OrthoPilot

Der OrthoPilot<sup>a</sup> ist eine Einheit, die aus einem Computer, Tastatur und Maus, einem Bildschirm, einer Kamera und Sendern besteht (Abbildung 9). Auf dieser Grundeinheit wird die Software für die Berechnung der Navigation verwendet, wobei noch andere Indikationen von der Software unterstützt werden.

Durch Sender, die an den Instrumenten und am Körper befestigt sind, wird während der Operation laufend die Position der Instrumente ermittelt. Durch die unterschiedlichen Positionen der Sender kann die Software ein räumliches Bild berechnen.

Im ersten Schritt wird das Becken ausgemessen und die anatomischen Achsen werden berechnet. Durch Infrarotsender werden während der OP die Position der Instrumente und des Hüftgelenks angezeigt. Dadurch wird eine genaue Positionierung der Implantate ermöglicht. Mittels Infrarotlicht ermittelt die Kamera die Position der Sender und des mobilen Tastinstruments. Am Instrumentarium befestigt, emittieren sie Infrarotlicht, woraus die Positionsdaten errechnet werden.

Zum Vermessen der anatomischen Achsen werden ein Sender am Becken und ein weiterer am Oberschenkelknochen platziert. Ein dritter Sender kommt gekoppelt an die jeweiligen mobilen Instrumente – je nach Bedarf – zum Einsatz. Der Operateur erfasst durch gezieltes Abtasten der beiden spinae iliacae anterior superior und dem tuberculum pubicum die Lage des Beckens. Weiterhin werden im Azetabulum Punktwolken aufge-

<sup>a</sup> Aesculap, Tuttlingen, DE

nommen. Die Kamera des OrthoPilot® nimmt die Daten auf, das virtuelle Objekt wird erstellt.

Für die Implantation der künstlichen Hüftpfanne wird das Pfannenlager mit verschiedenen navigierten Raffelfräsern vorbereitet. OrthoPilot® zeigt dem Operateur am Bildschirm die Frästiefe und die Position des Pfannenbetts an. Ist das geeignete Lager geschaffen, wird die Hüftpfanne mit einem navigierten Setzinstrumentarium eingesetzt. Dabei zeigt der OrthoPilot® die geplante sowie die aktuelle Orientierung und Position des Implantats an.

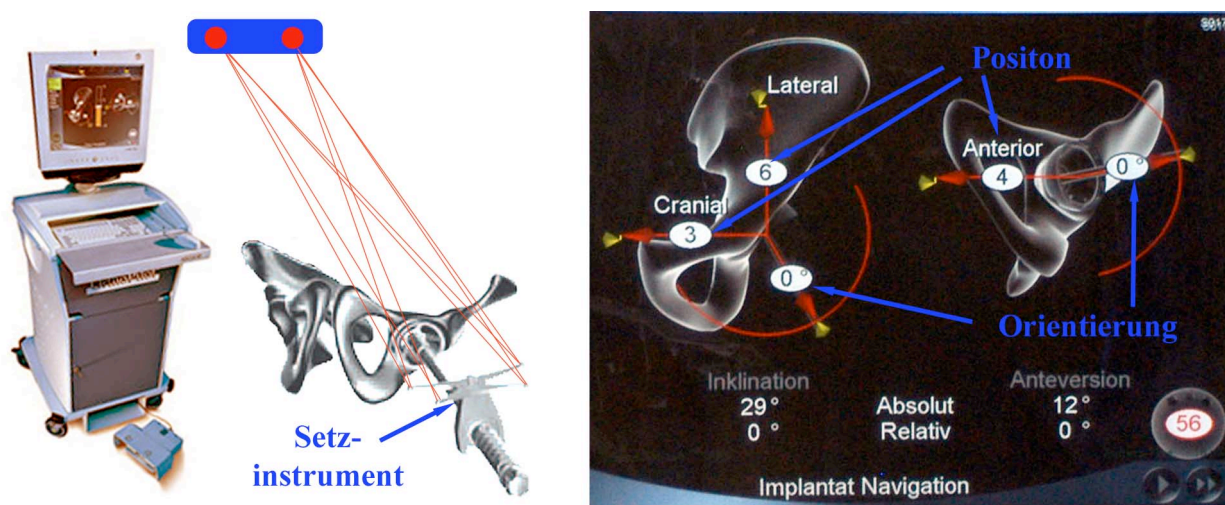


Abbildung 9: Orthopilot (links), Schema (mittig) und Bildschirmdarstellung während der Operation (rechts).

### 5.1.3 VektorVision

Das in dieser Studie verwendete VectorVision<sup>a</sup> ist CT-basiert. Die Hardware besteht aus einer Workstation mit zwei ausklappbaren Armen (Abbildung 10). Der linke Arm ist mit einem steril abdeckbaren Touch-Screen-Monitor bestückt, um dem Chirurgen während der Operation direkten Zugriff auf das Programm zu gewährleisten. Am Ende des zweiten Armes sind zwei Infrarotkameras angebracht sowie eine Reihe von Leuchtdioden, die Infrarotstrahlen emittieren. Die dadurch erfassten relativen Koordinaten von Instrument und therapeutischem Objekt werden an den Rechner weitergegeben. Jedes Instrument besitzt eine unterschiedliche Marker-Geometrie. Dadurch können die Positionen der eingesetzten Instrumente vom System unterschieden und gemeinsam in Echtzeit auf dem Bildschirm dargestellt werden. Eine mobile Referenzbasis wird am Patien-

<sup>a</sup> Brainlab, München

tenbecken mit Hilfe einer Schanz-Schraube befestigt. Die Instrumente bilden einen Festkörper und sind kalibriert. Ein universelles Kalibrationstool kann verwendet werden, um zusätzliche Instrumente zu kalibrieren. Im Vorfeld der Studie wurde ein Spiral-CT ohne Kippung der Gantry mit einer Schichtdicke von drei Millimetern angefertigt. Der so erhobene Bilddatensatz wurde mit einem Übertragungsmedium (MOD) in eine Planungsstation eingelesen. Mittels der Planungssoftware wurde eine dreidimensionale Rekonstruktion („virtuelles Objekt“) erzeugt und der Knochen segmentiert. Im Rahmen der Operationsplanung wurden dann die wichtigen Landmarken für das „paired-point-matching“ bestimmt. Mit Hilfe dessen erfolgte schließlich die Referenzierung des Beckens, unterstützt durch ein anschließendes „surface-matching“, um eine höhere geometrische Genauigkeit zu erzielen.

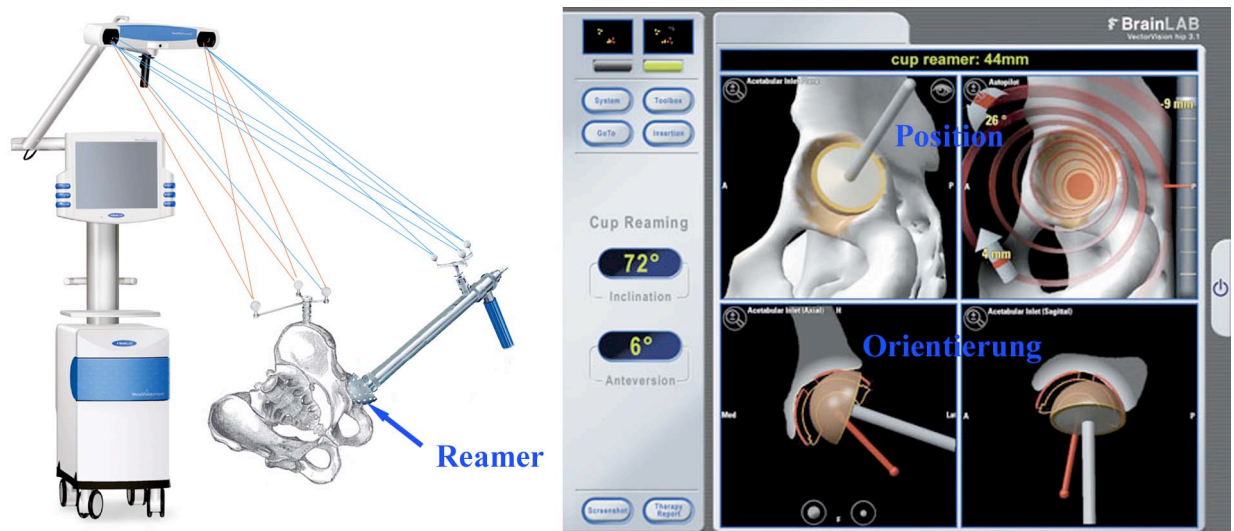


Abbildung 10: VectorVision (links) , Schema (mittig) und Bildschirmdarstellung während der Operation (rechts).



### 5.1.4 Surgetics Station

Das SurgeticsStation<sup>a</sup> Navigationssystem besteht aus einer optoelektronischen Kameraeinheit, einem Computer mit Touchscreen-Monitor und einem Fußpedal für die Bedienung im Operationssaal (Abbildung 11). Für verschiedene Operationen sind unterschiedliche Softwaremodule erhältlich. Die Kamera benutzt wie die anderen vorgestellten Systeme Infrarotlicht, das durch passive Marker reflektiert und registriert wird. Der Chirurg bedient das SurgeticsStation über eine intuitive graphische Benutzerschnittstelle mit einem Doppelfußpedal, so dass er das System auch intraoperativ weitestgehend autonom bedienen kann. Das System bietet die Möglichkeit, zwei Patientenreferenzen und damit zwei verschiedene Knochenstrukturen gleichzeitig zu navigieren. Der jeweiligen Anwendung angepasst stehen hierfür verschiedene Befestigungsmöglichkeiten für die Patientenreferenzen zur Verfügung. Universelle Adapter zur Befestigung der für die Navigation benötigten Referenzen erlauben es dem Chirurgen, die ihm vertrauten Instrumente einzusetzen. Zu Dokumentationszwecken ist es jederzeit möglich, Screenshots zu erstellen, die automatisch in den am Ende der Operation erstellten Navigationsbericht integriert werden.

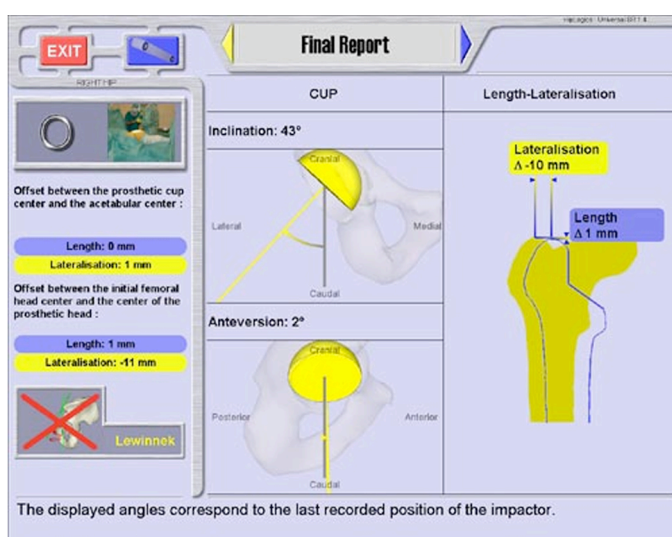


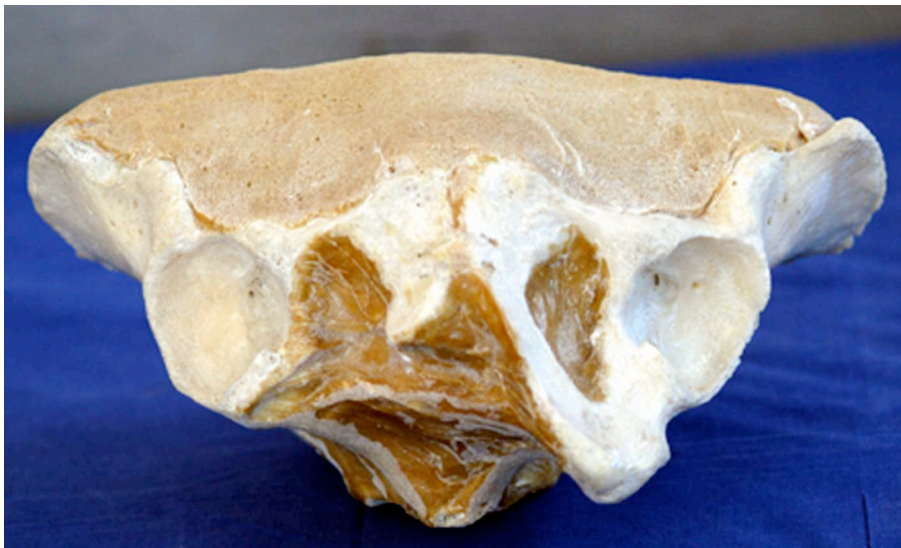
Abbildung 11: Das SurgeticsStation Navigationssystem und ein Planungsbildschirm.

<sup>a</sup> Praxim-Medivision, Bern, CH

## 5.2 Implantationsmodell

Eine mögliche Methode zur Beantwortung der Fragestellung dieser Studie wäre es, eine große Anzahl von Präparaten oder Körperspendern zu verwenden. Diese hätte allerdings den Nachteil, dass diese sowohl in der Geometrie als auch in den Materialeigenschaften unterschiedlich wären. Diese Variabilität würde dazu führen, dass eine größere Fallzahl zu untersuchen wäre. Dabei würde ein sehr großer logistischer Aufwand entstehen, weil beispielsweise ein Montieren auf einer Koordinatenmessmaschine erheblich erschwert wäre. Darüber hinaus war es aus hygienischen Gründen an der uns zur Verfügung stehenden Einheit nicht zulässig.

Wir entschlossen uns daher, von einem Beckenpräparat auszugehen und das Azetabulum vor jeder neuen Implantation wieder in seine ursprüngliche Form zu bringen. Damit das Beckenpräparat der Impaktierung durch das wiederholte Einschlagen einer Pfanne widerstehen kann, wurde dieses mit einem Schaum im Inneren versteift (Abbildung 12).



**Abbildung 12: Mit Polyurethanschaum ausgesteiftes Beckenpräparat.**

Zunächst wurden nach den Herstellerprotokollen Computertomografien des hüftgesunden weiblichen Beckenpräparats angefertigt. Anschließend wurde ein rechtwinkliger Block, der das linke Acetabulum umfasst, aus dem Becken herausgetrennt. Von diesem Segment wurde eine negative Gussform mit einem Silikonkautschuk (Elastosil<sup>TMa</sup>) ab-

---

<sup>a</sup> Wacker-Chemie GmbH, Burghausen, DE

geformt. Mit der Form wurden 90 Positivkopien des entfernten Beckensegments unter Verwendung eines schnell härtenden Polyurethanschaums<sup>a</sup> hergestellt (Dichte 200g/l, Abbildung 13).



**Abbildung 13: Silikongussform und ein Azetabulumabguss.**

Das Becken wurde in einem Dummy mit Gewicht, Konsistenz und Erscheinung eines realen Patienten befestigt (Abbildung 14). Ein artifizielles Femur wurde in den Situs eingebracht und Weichteile, wie z.B. die Hüftkapsel, wurden mit verschiedenen Schichten Weichschaum simuliert, die an Femur und Becken befestigt waren. Der Dummy wurde in Rückenlagerung auf einem Operationstisch platziert und wie bei einer Operation mit Tüchern abgedeckt.

---

<sup>a</sup> Bayer AG, Leverkusen, DE





**Abbildung 14:** Das Becken wird im Dummy positioniert.

Vor jeder Pfannenimplantation wurde ein neues Polyurethanacetabulum in das Becken eingebracht und der gesamte Dummy leicht unterschiedlich auf dem Tisch positioniert, damit der Operateur sich nicht an eine Lage des Dummies gewöhnen konnte. Eine präzise Press-fit-Passung sorgte dafür, dass Position und Orientierung des künstlichen Acetabulums relativ zum Becken konstant gehalten wurde.

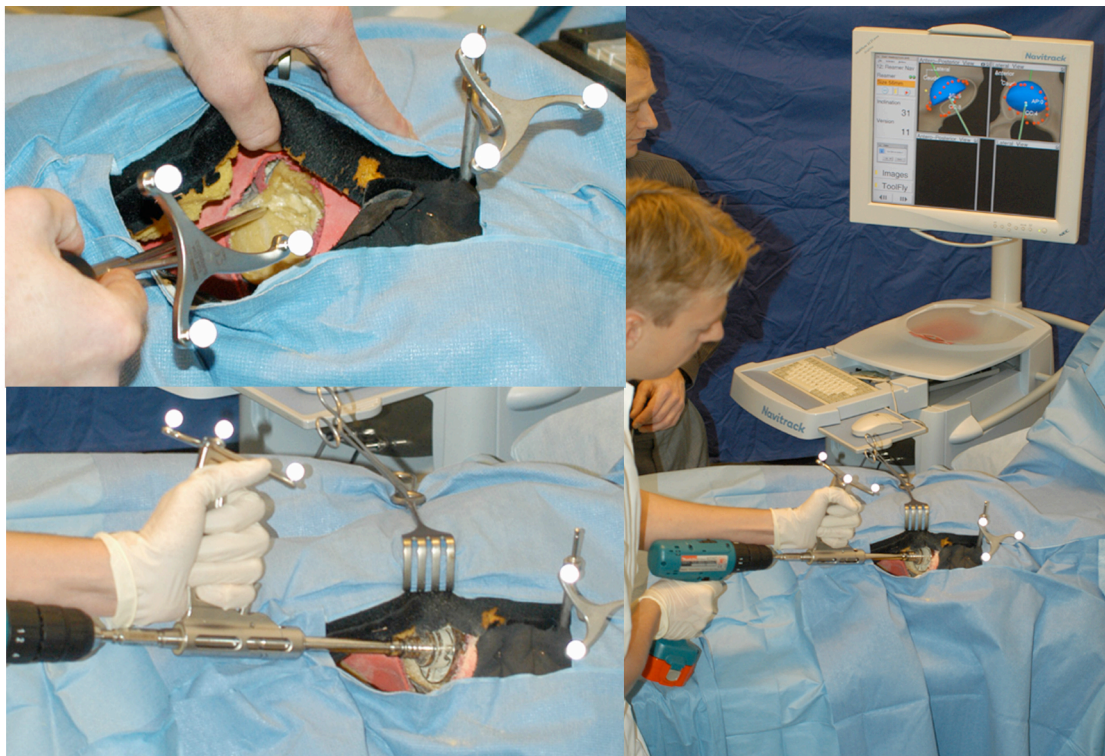
### **5.3 Operateure**

Drei unterschiedliche Operateure, per Losverfahren aus dem Team ausgewählt, nahmen an der Studie teil. Keiner der Kollegen hatte in irgendeiner Weise Vorkenntnisse und Erfahrungen mit den untersuchten Navigationssystemen. Auch die implantierten Pfannen entstammten nicht dem normalen Portfolio der Klinik. Lediglich die Implantation von zementfreien sphärischen Press-fit-Pfannen war operativer Standard. Keiner der Kollegen hatte mit irgendeiner der Firmen ein vertragliches Verhältnis.

### **5.4 Implantation**

Es wurde für jede Pfanne ein Inklinationswinkel von 30 Grad und ein Anteversionswinkel von zehn Grad geplant, und die Operateure erhielten die Aufgabe, diese Vorgabe der Pfannenorientierung exakt einzuhalten. Darüber hinaus sollte der Mittelpunkt des Pfan-

nenimplantats mit dem Mittelpunkt des ursprünglichen Acetabulums übereinstimmen (Pfannenpositionierung). Kalibrierung der Systeme, Registrierung des Patienten und die Implantationen wurden im Beisein eines Mitarbeiters der Herstellerfirma durchgeführt, um Fehler durch unsachgemäße Anwendung auszuschließen (Abbildung 15). Weil jedes Navigationssystem nur zu bestimmten Pfannentypen und Instrumenten kompatibel ist, mussten vier verschiedene zementfreie sphärische Press-fit-Pfannen verwendet werden: Allofit™<sup>a</sup>, Plasma-Cup™<sup>b</sup>, Duraloc™<sup>c</sup> and Kaputziner™<sup>d</sup> (jeweils 56 Millimeter im Außendurchmesser).



**Abbildung 15: Aufnahmen einer Punktwolke im Azetabulum und Fräsen des Pfannenlagers mit dem CT-freien Navitrack-System.**

Jeder Operateur implantierte von Hand je fünf systemspezifische Pfannen mit den verschiedenen Navigationssystemen. Die jeweilige Reihenfolge wurde hierbei von einem Zufallsgenerator erstellt. Nach jeder Operation wurde der Operateur gebeten, die erziel-

<sup>a</sup> Zimmer, Warsaw, US

<sup>b</sup> Aesculap, Tuttlingen, DE

<sup>c</sup> Depuy, Leeds;UK

<sup>d</sup> ESKA, Lübeck, DE

te Pfannenorientierung zu schätzen, ohne dass er die Gelegenheit hatte, die erzielten Werte vom Navigationssystem abzulesen.

## 5.5 Messung der Implantatposition

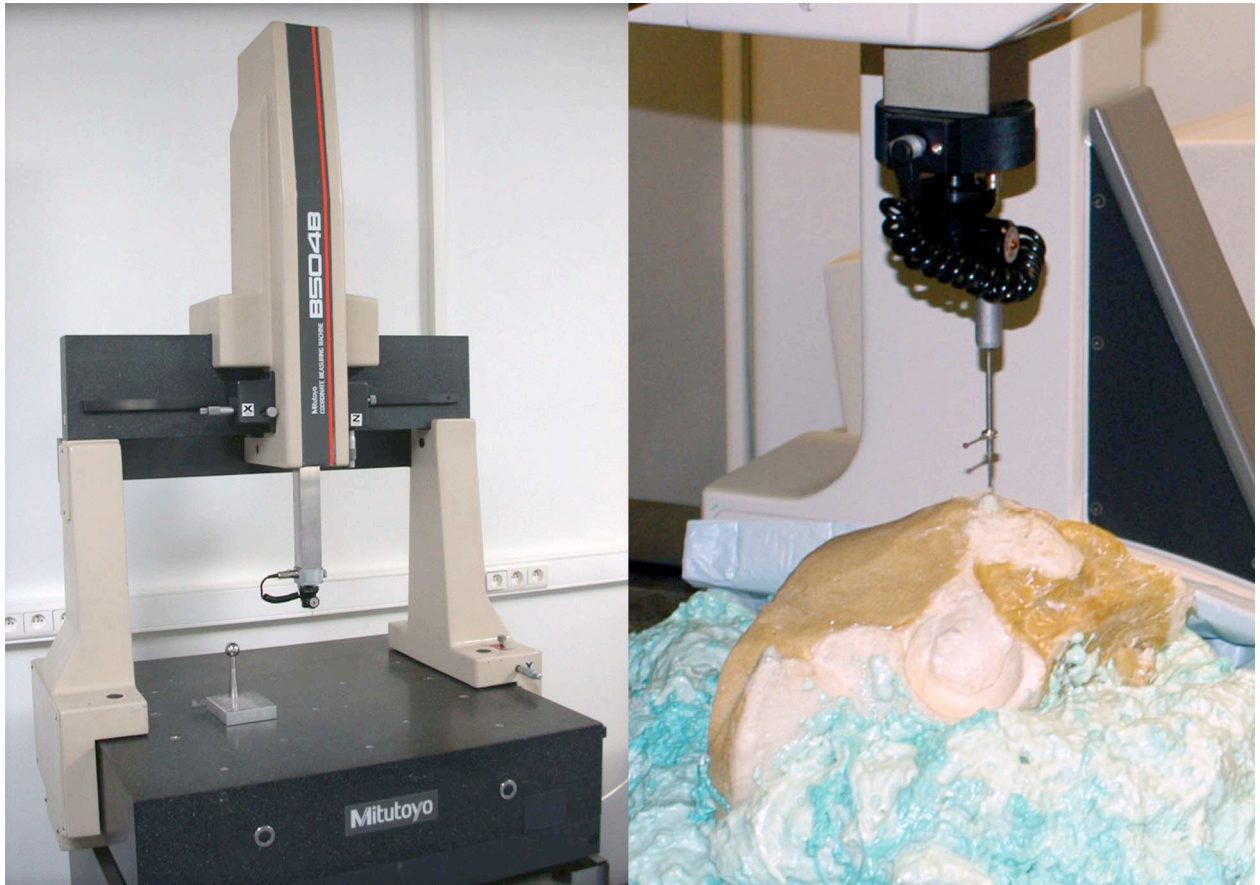
Nach jeder Implantation wurde das Azetabulum aus dem Becken des Dummy entfernt und auf einer Koordinatenmessmaschine montiert<sup>a</sup> (Abbildung 16).

Die Koordinatenmessmaschine ist ein Messgerät zur Bestimmung der geometrischen Abmessungen von räumlichen Elementen in allen drei Raumdimensionen. Bei der Messung wird ein Tastfühler bewegt, der an der Spitze eine Rubinkugel trägt. Jeder Punkt im Messvolumen wird mit seinen kartesischen XYZ-Koordinaten ermittelt. Die ermittelten Punkte werden im integrierten Computer zu geometrischen Elementen verarbeitet und als vollständiges Messergebnis ausgegeben. Der Arm wird motorisch angetrieben und besitzt je ein Längenmesssystem für jede Achse. Der Messablauf erfolgte im manuellen Betrieb, bei dem mit Hilfe eines Joysticks die zu vermessenden Punkte angefahren werden.

Zunächst wurde das Becken sowie die Lage des nativen Azetabulums vermessen (Abbildung 16).

---

<sup>a</sup> Mitutoyo, Neuss, DE



**Abbildung 16:** Koordinatenmessmaschine (links) und mit Polyurthanschaum befestigtes Becken (rechts).

Inklinations- ( $\alpha$ ) und Anteversionswinkel ( $\beta$ ) wurden mit einer Genauigkeit von  $\pm 0,5$  Grad erfasst und die Positionierung der in cranio-caudaler (x), medio-lateraler (y) und anterior-posteriorer (z) Richtung auf  $\pm 0,1$  Millimeter genau vermessen.

Mit Hilfe der Koordinatenmessmaschine konnten die Koordinaten des geplanten Pfannenzentrums sowie die Koordinaten der implantierten Pfanne erfasst werden (Abbildung 17). Die Verbindung zwischen geplantem und aktuellem Pfannenzentrum wurde als Pfannenfehlpositionierungsvektor bezeichnet. Grundsätzlich wurde hier von der Annahme ausgegangen, dass eine Fehlpositionierung in jedweder Richtung gleichermaßen unerwünscht ist.

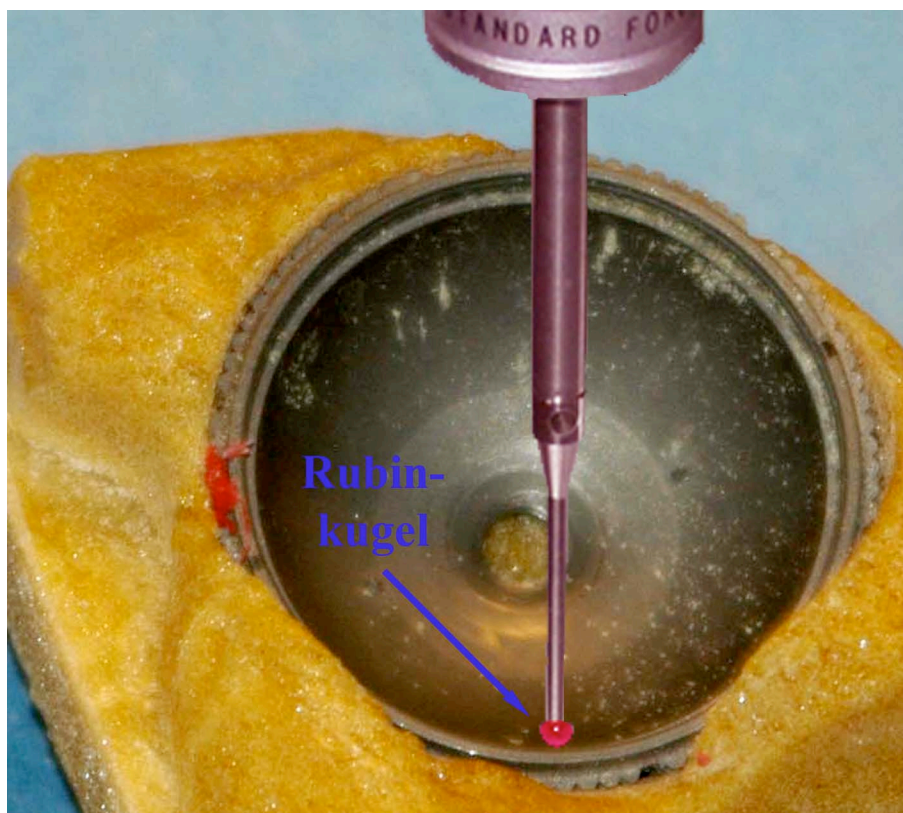
Grafisch werden Vektoren normalerweise als Pfeile dargestellt. Ein Punkt A wird in diesem Fall als Ausgangs- oder Startpunkt und ein Punkt B als Spitze oder Endpunkt des Vektors bezeichnet. Die Lage der Pfeilspitze gibt die Orientierung des Vektors, die Länge seinen Betrag und der Pfeilschaft seine Richtung an. Um mit Vektoren sinnvoll rechnen zu können, ist die grafische Darstellung unpraktisch. In einem n-dimensionalen



Euklidischen Raum können Vektoren als Linearkombination von Basisvektoren dieses Raumes dargestellt werden. Im kartesischen Koordinatensystem nimmt man dafür paarweise aufeinander normal stehende Einheitsvektoren zu Hilfe. Aus dem Satz von Pythagoras folgt, dass der Betrag des Vektors folgendermaßen berechnet werden kann:

$$s = \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2} .$$

**Gleichung 1: Länge des Pfannenfehlpositionierungsvektors.**



**Abbildung 17: Tastspitze der Koordinatenmessmaschine in einer implantierten Pfanne.**

## 5.6 Effektivität

Aus allen ermittelten Werten setzte sich der Aligmentindex als Maß für die Qualität der Pfannenimplantation, also für die Effektivität der Operation nach Gleichung 2 zusammen.

$$A_I = |\alpha - \alpha_0| + |\beta - \beta_0| + s$$

**Gleichung 2: Pfannenaligmentindex.**

## 5.7 Effizienz

Wenn man nun die Effektivität mit dem Aufwand, den man zum Erreichen des Ziels investiert, hier vereinfacht mit der Zeit verknüpft, so definiert sich der Effizienzindex nach Gleichung 3:

$$E_I = A_I \cdot t = (|\alpha - \alpha_0| + |\beta - \beta_0| + s) \cdot t$$

**Gleichung 3: Effizienzindex für die Pfannenimplantation.**

Dieser Index erlaubt eine Aussage, mit welchem Zeitaufwand das Operationsergebnis erzielt wurde.

## 5.8 Subjektive Beurteilung

Nach jeder Pfannenimplantation schätzte der teilnehmende Kollege die Anteversion, die Inklination sowie die Pfannenfehlpositionierung in X-, Y- und Z-Ebene. Alle Chirurgen wurden darüber hinaus gebeten, ihr Gesamtergebnis subjektiv zu beurteilen. Es wurde ausdrücklich darauf hingewiesen, dass nur das Ergebnis und nicht der damit verbundene Aufwand in diese Schätzung eingehen soll. Die verwendete Skala entsprach der geläufigen deutschen Schulnotenskala von 1 für sehr gut bis 6 für ungenügend.

## 5.9 Statistik

Die statistische Analyse der Daten erfolgte nach Sicherstellung von homogenen Untergruppen durch Varianzanalysen (ANOVA) oder Multivarianzanalysen (MANOVA) mit Hilfe des Programms SPSS (Version 11.5)<sup>a</sup>. Unabhängige Variablen waren Operateur und Implantationstechnik (fünf Navigationssysteme und die manuelle Implantation). Abhängige Variablen waren die Operationszeit, die gemessene Inklination und Anteversion, Unterschiede zwischen geplanter und erzielter Orientierung und die Länge des Pfannenfehlpositionierungsvektors. Ein Scheffetest wurde zum Post-Hoc-Vergleich verwendet. Der Korrelationskoeffizient nach Pearson wurde für die vom Operateur geschätzte Pfannenposition und die gemessene Pfannenposition, für die subjektive Note und dem Pfannenalignment sowie der Effizienz berechnet. Alle Tests wurden mit einem Konfidenzintervall von 95 Prozent ( $\alpha = 0,05$ ) durchgeführt.

---

<sup>a</sup> SPSS, München, DE

## 6 Ergebnis

### 6.1 Zeitaufwand und Lernkurve

Die Implantationszeit von Operateur III war immer signifikant kürzer, verglichen mit den anderen Operateuren ( $p < 0,001$  für alle Gruppen; Abbildung 18).

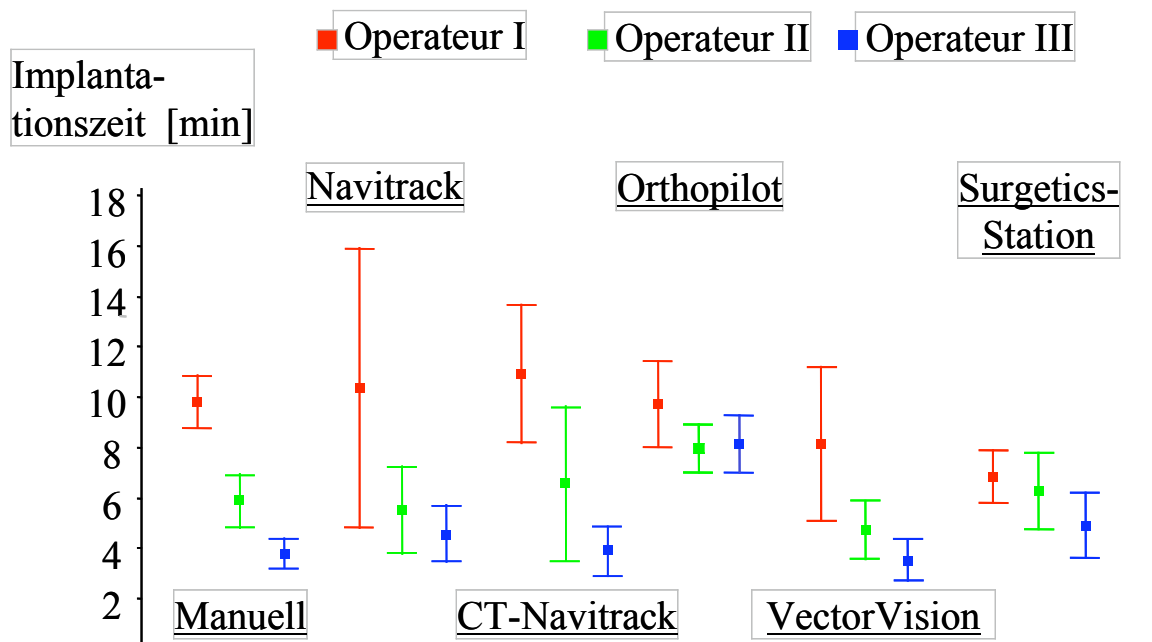


Abbildung 18: Implantationszeit vs. Operateur und Navigationsgruppe.

Es wurden immer fünf Operationen mit derselben Methode nacheinander durchgeführt, die Reihenfolge der Navigationsgruppen war jedoch vom Zufallsgenerator generiert worden. Jeder Operateur erhielt jeweils nur eine kurze Einführung vom Firmenvertreter. Bei allen Chirurgen konnten mit wenigen Ausnahmen signifikante Lernkurven in jeder Navigationsgruppe, aber auch in der manuellen Gruppe, errechnet werden (Abbildung 19).



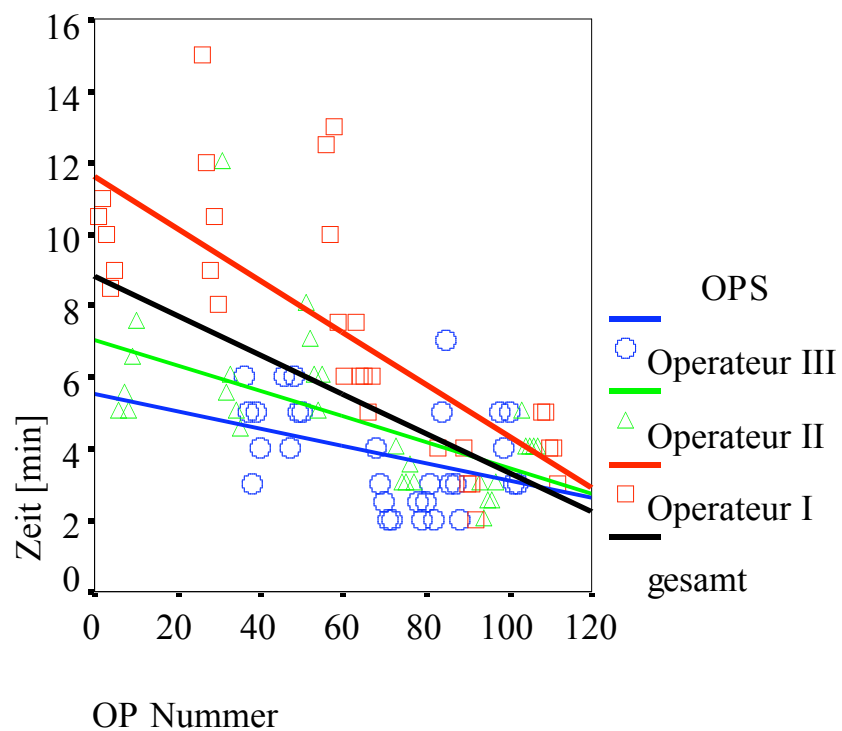


Abbildung 19: Operationszeit vs. relativer Operationsnummer für alle Operateure.

Operateur I zeigte sehr steile Lernkurven innerhalb aller Systeme (Abbildung 20) sowohl für den Zeitaufwand und zum Teil auch für die Qualität der Operation, hier verdeutlicht durch den Aligmentindex (Abbildung 20).

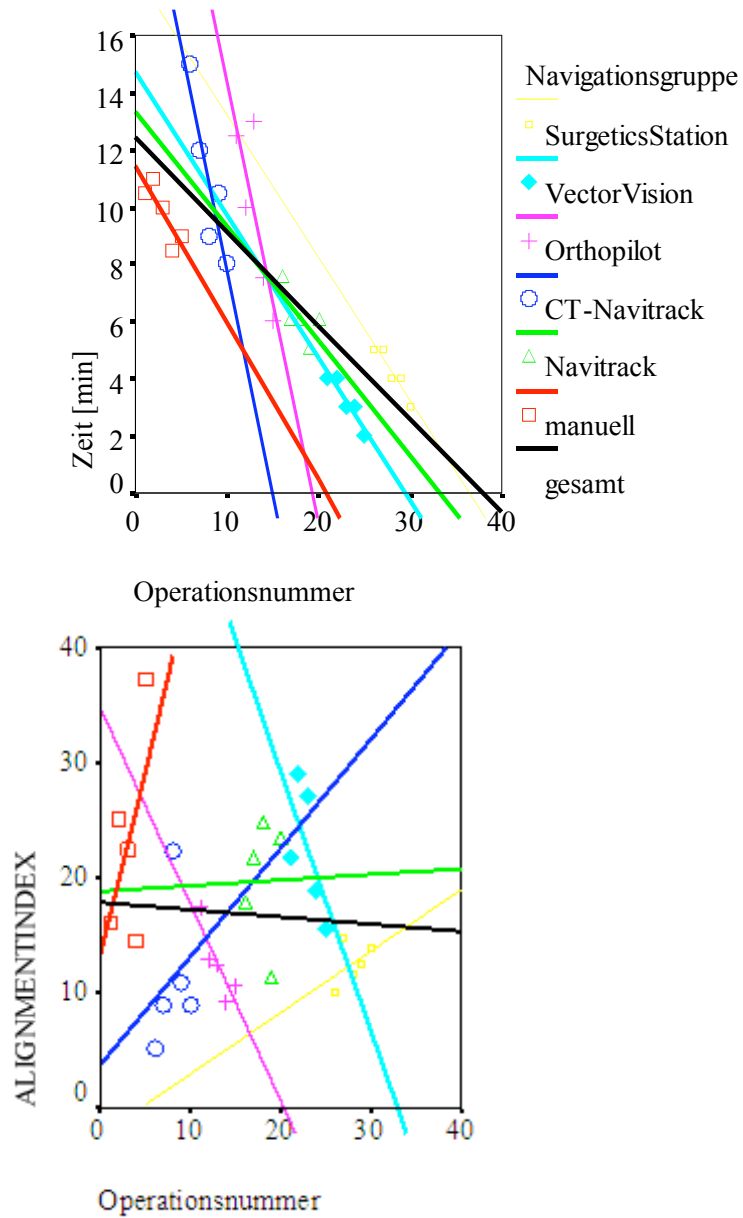
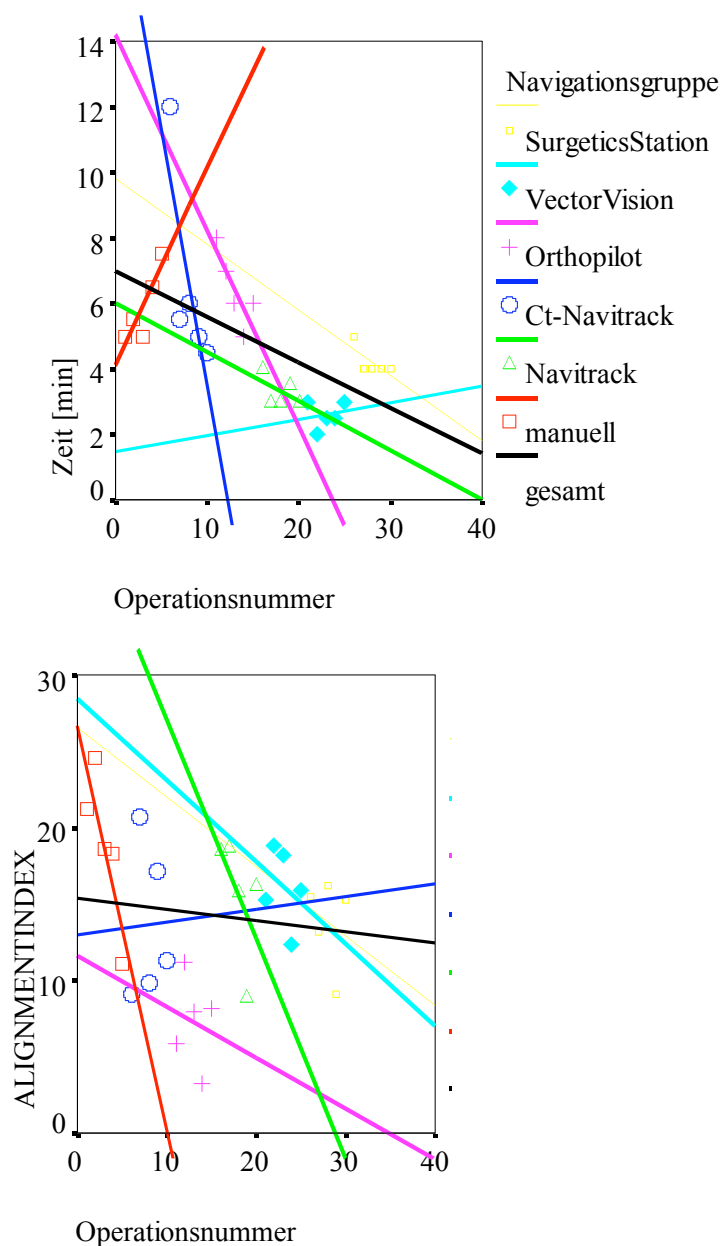


Abbildung 20: Operationszeit (links) und Aligmentindex (rechts) vs. Operationsnummer für den Operateur I.

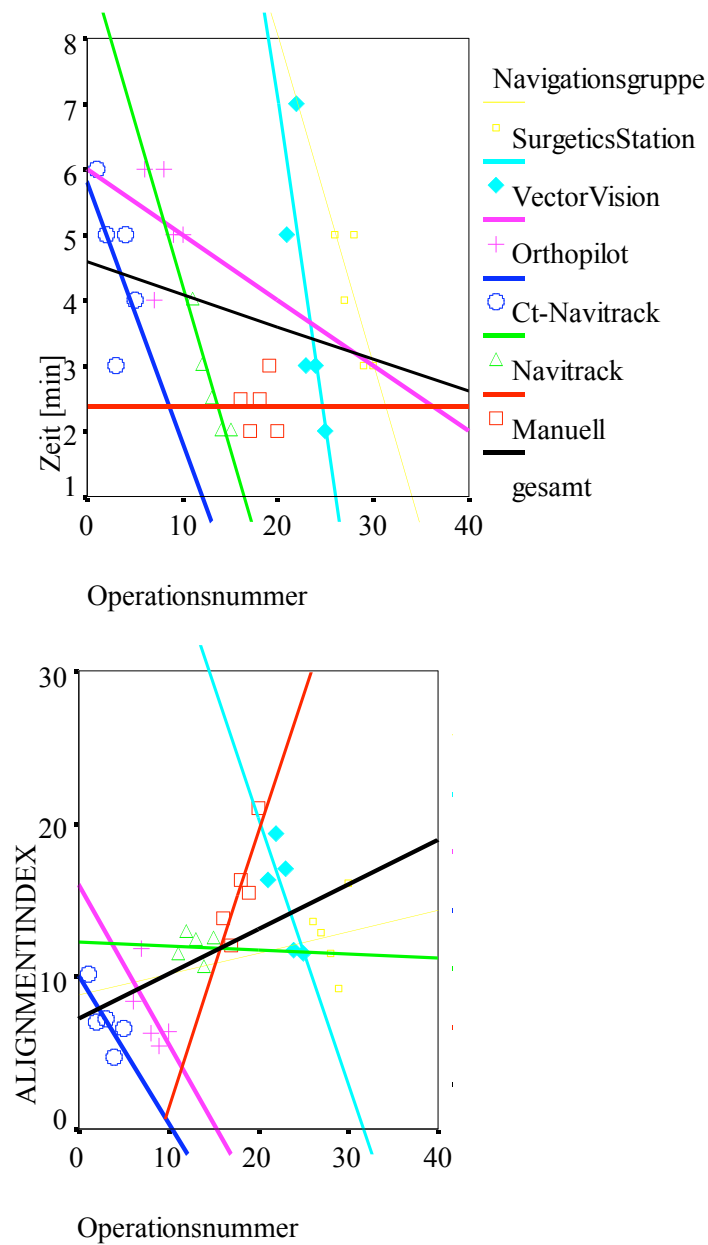
Operator II schien sich mit jedem manuellen Fall etwas mehr Zeit zu lassen, die Lernkurve ist ansteigend bezüglich der Operationszeit (Abbildung 21).

Der Aligmentindex für die Qualität der Implantation fiel ebenfalls mit der Operationsnummer, was auf ein besseres Ergebnis nach jeder Operation zurückzuführen ist (Abbildung 21).

Operator III zeigte, obwohl er von Anfang an bereits der schnellste war, ebenfalls eine Verkürzung der Operationszeit mit den Navigationssystemen, jedoch nicht bei der Handimplantation. Allerdings wurde die Qualität des Eingriffs mit jeder Operation besser (Abbildung 22).



**Abbildung 21: Operationszeit (links) und Aligmentindex (rechts) vs. Operationsnummer für den Operateur II.**



**Abbildung 22: Operationszeit (links) und Aligmentindex (rechts) vs. Operationsnummer für den Operateur III.**

Die benötigte Operationszeit korrelierte nicht nur mit dem Chirurgen, sondern auch mit der Art der Implantation (Abbildung 23).

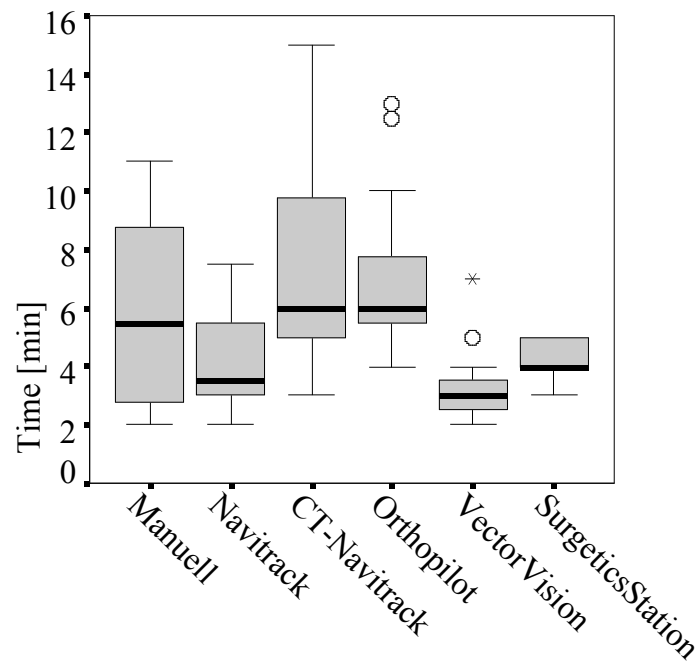


Abbildung 23: Operationszeit vs. Navigationsgruppe.

Beim VectorVision-System war die investierte Operationszeit signifikant kürzer, beim CT-Navitrack und beim Orthopilot signifikant länger ( $p < 0,001$ ).

## 6.2 Pfannenorientierung

Der Faktor Operateur beeinflusste die Genauigkeit der Pfannenorientierung nicht; weder die Inklinationswinkel ( $p = 0,537$ , Abbildung 24) noch die Anteversion waren signifikant vom Operateur abhängig ( $p = 0,336$ , Abbildung 25). Die Implantationstechnik hingegen wurde als der entscheidende Faktor für die Inklinationswinkel und Anteversion identifiziert ( $p < 0,001$  für beide abhängigen Variablen).

In der nicht navigierten Gruppe wurde der geplante Inklinationswinkel recht gut von Operateur II getroffen. Operateur I implantierte die Pfannen zu flach, Operateur III zu steil (Abbildung 24). Die Streuung der Inklinationswinkel manuell implantierter Pfannen war bei allen Operateuren bemerkenswert groß im Vergleich zu den navigierten Pfannen. Innerhalb der Navigationssysteme wurde die geringste Abweichung zwischen geplantem und erzieltm Wert beim Surgetics-Station-System festgestellt.

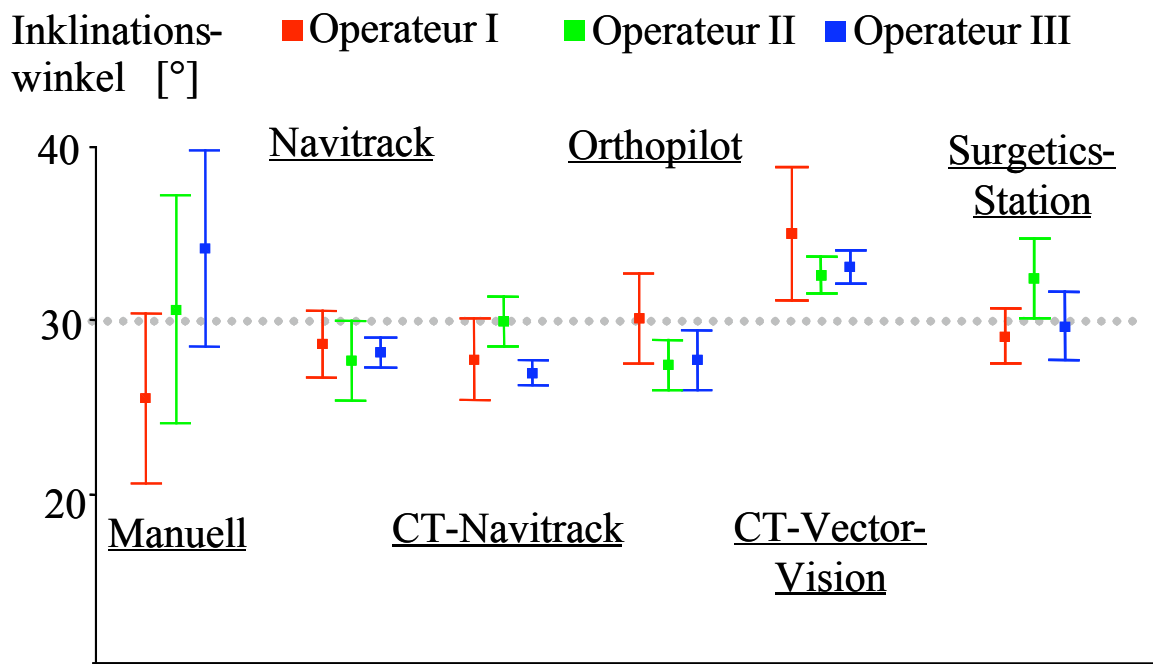


Abbildung 24: Inklinationswinkel vs. Operateur und Navigationsgruppe (30° war geplant).

Verglichen dazu führte die Anwendung des CT-basierten Navitrack-Systems zu geringeren ( $p = 0,053$ ) und des CT-basierten VectorVision-Systems zu signifikant höheren Inklinationswinkeln ( $p = 0,042$ ).

Bei allen Operateuren war die mit der Hand erzielte Anteversion geringer als der geplante Winkel (Abbildung 25). Auch hier war die Streuung größer als in den Navigationsgruppen, was insbesondere für Operateur I auffällt. Innerhalb der Gruppen der Navigationssysteme wurde die geringste Abweichung zwischen geplanter und erzielter Anteversion beim Orthopilot beobachtet ( $p = 0,043$ ). Mit diesem System wurde der Mittelwert sehr exakt eingehalten.

Die Streuung der Anteversionswerte war, wenn auch der Mittelwert nicht ganz dem Zielwert entsprach, beim VectorVision und beim SurgeticsStation äußerst gering.

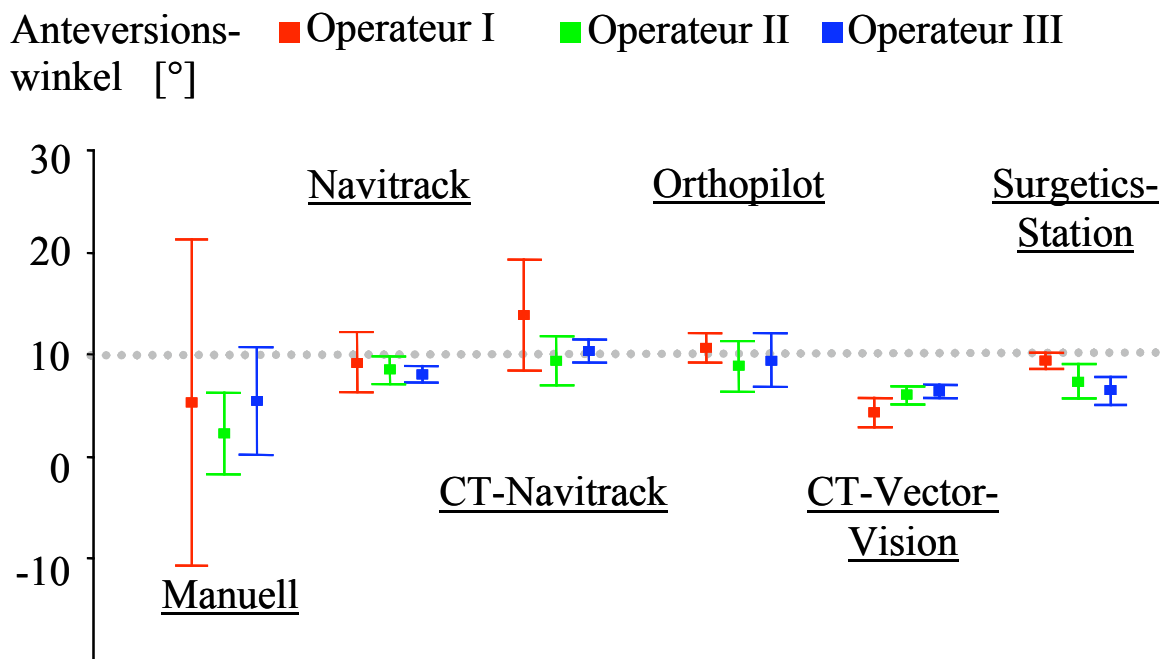


Abbildung 25: Anteversionswinkel vs. Operateur und Navigationsgruppe (10° war geplant).

Die Korrelation zwischen dem vom Operateur geschätzten Implantationswinkel mit dem von der Koordinatenmessmaschine ermittelten Winkel ergab gute Werte für die Inklination ( $r_p = 0,636$ ,  $p < 0,001$ ; Abbildung 26), aber ausgesprochen schlechte für die Anteversion ( $r_p = 0,160$ ,  $p = 0,132$ ; Abbildung 27 ).

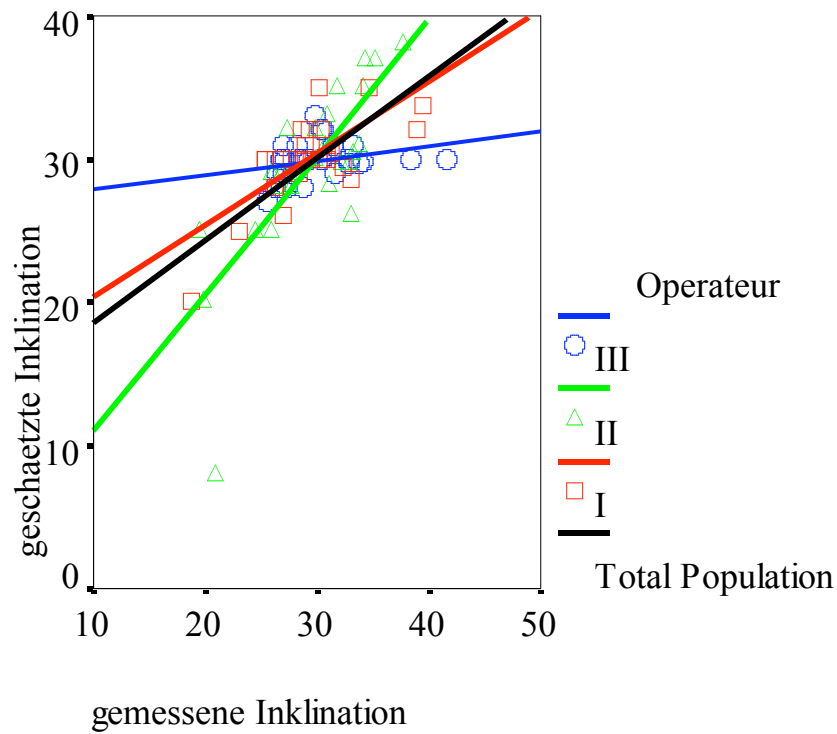
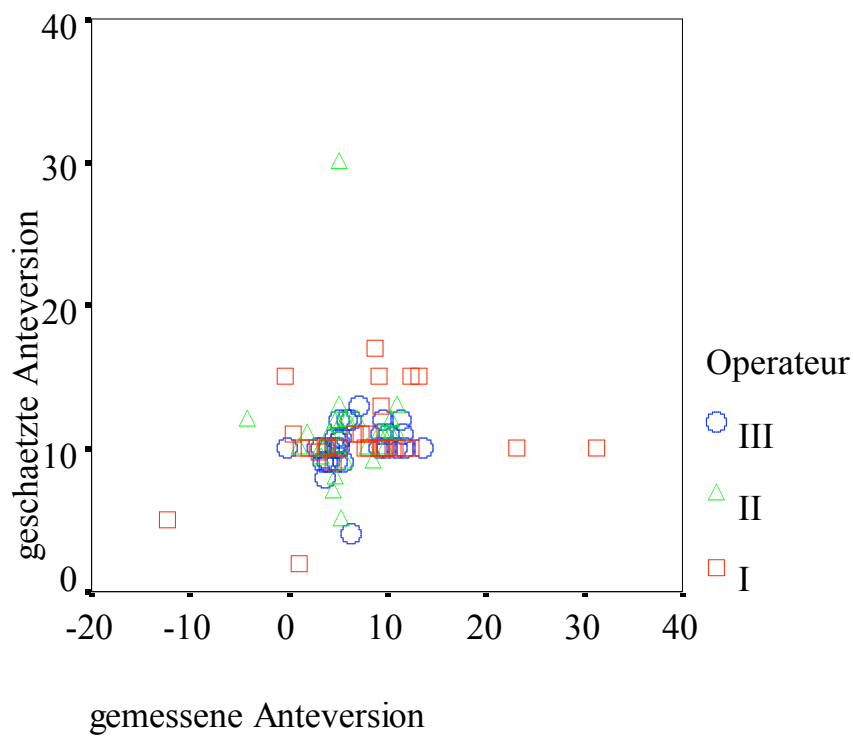


Abbildung 26: Vom Operateur geschätzter vs. mit der Koordinatenmaschine gemessener Inklinationswinkel.





**Abbildung 27:** Vom Operateur geschätzter vs. mit der Koordinatenmaschine gemessener Anteversionswinkel.

Weiterhin wurde überprüft, inwieweit die vom Navigationssystem ausgegeben Werte der endgültigen Pfannenplatzierung im so genannten Validierungsmodus mit den Messwerten der Koordinatenmessmaschine übereinstimmen.

Hierbei zeigten sich durchweg gute Korrelationen zwischen dem ausgegebenen und dem mit der Koordinatenmessmaschine gemessenen Werten für die Inklination (Abbildung 28, Table 1).

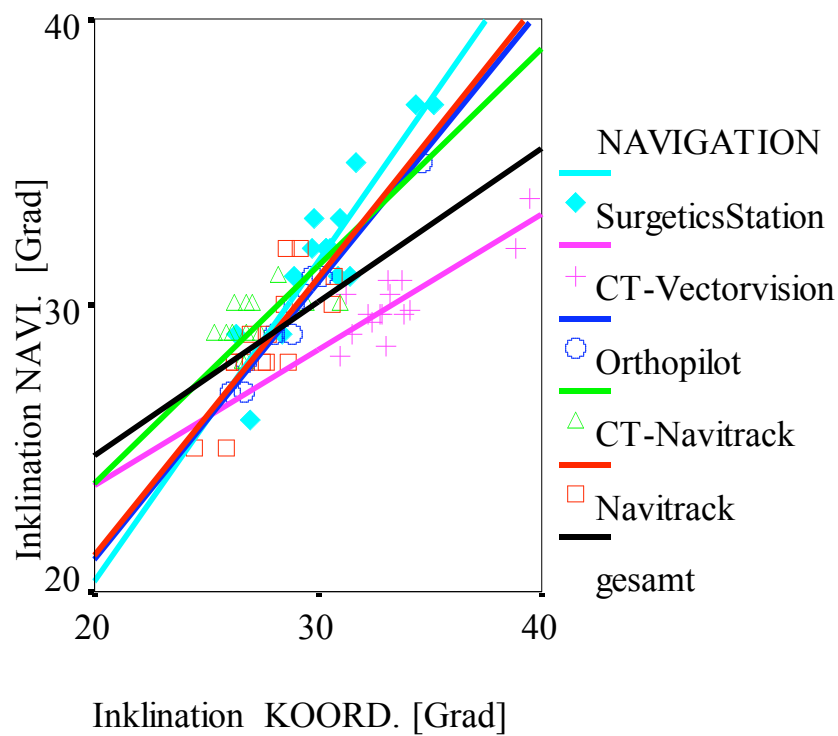


Abbildung 28: Vom Navigationssystem ausgegebener (NAVI.) vs. mit der Koordinatenmessmaschine gemessener (KOORD.) Inklinationswinkel.

System	Inklination		Anteversion	
	$r_p$	p	$r_p$	p
gesamt	0.719	<0,001	0.367	0.002
Navitrack	0.801	<0,001	0.620	0.014
CT-Navitrack	0.840	<0,001	0.378	0.164
Orthopilot	0.988	<0,001	-0.006	0.987
CT-VectorVision	0.850	<0,001	0.124	0.659
SurgeticsStation	0.904	<0,001	0.550	0.034

Table 1: Die Korrelationskoeffizienten nach Pearson ( $r_p$ ) vs. Navigationsgruppe für die Inklination und die Anteversion.

Bei der Anteversion der implantierten Pfanne waren diese Korrelationen eher gering und tendenziell nicht signifikant (Abbildung 29, Table 1). Zu erwähnen ist diesem Zusammenhang insbesondere der OrthoPilot. Vorgreifend auf die Diskussion ist hier zu bedenken, dass fast alle gemessenen Werte dem Zielwert der Anteversion entsprechen. Somit reichen die Messwerte nicht aus, um eine lineare Regression zu beschreiben, weil

die Anteversion nicht variiert wurde. Dieser Umstand trifft aber nicht auf alle Gruppen mit einer eher schlechten Korrelation zu.

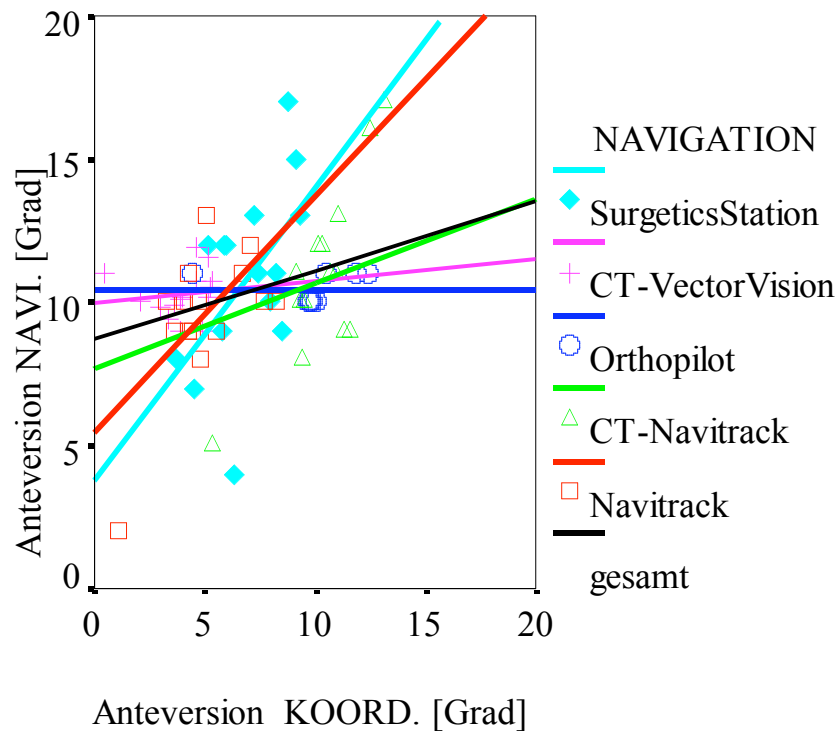


Abbildung 29: Vom Navigationssystem ausgegebener vs. mit der Koordinatenmessmaschine gemessener Anteversionswinkel.

### 6.3 Pfannenposition

Die Genauigkeit der manuellen Pfannenpositionierung, dargestellt als die Länge des Vektors zwischen geplantem Pfannenmittelpunkt und erzieltm Pfannenmittelpunkt, war nicht signifikant abweichend zwischen den Operateuren ( $p = 0,966$ ). Vergleicht man alle Navigationsgruppen, so waren jedoch Unterschiede vorhanden: Die Pfannenfehlpositionierung war im Vergleich zur manuellen Implantation und den anderen Navigationsgruppen in der CT-basierten Navitrack-Gruppe am niedrigsten ( $p < 0,001$ , Abbildung 30), jedoch signifikant höher in der CT-freien Navitrack-, VectorVision- und SurgeticsStation-Gruppe ( $p < 0,001$ ).

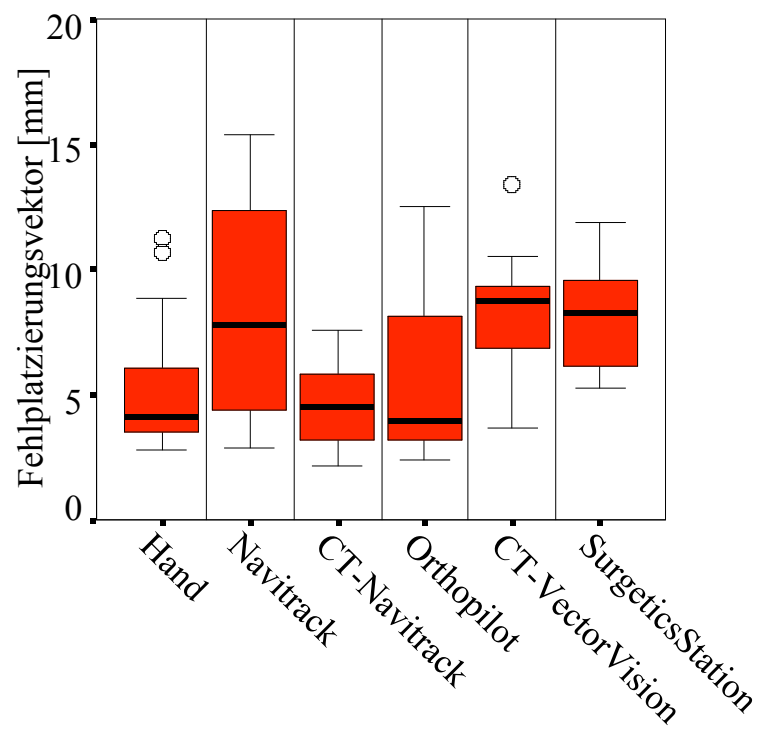


Abbildung 30: Pfannenfehlpositionierung (Länge des Vektors zwischen geplantem und gefrästen Pfannenmittelpunkt).

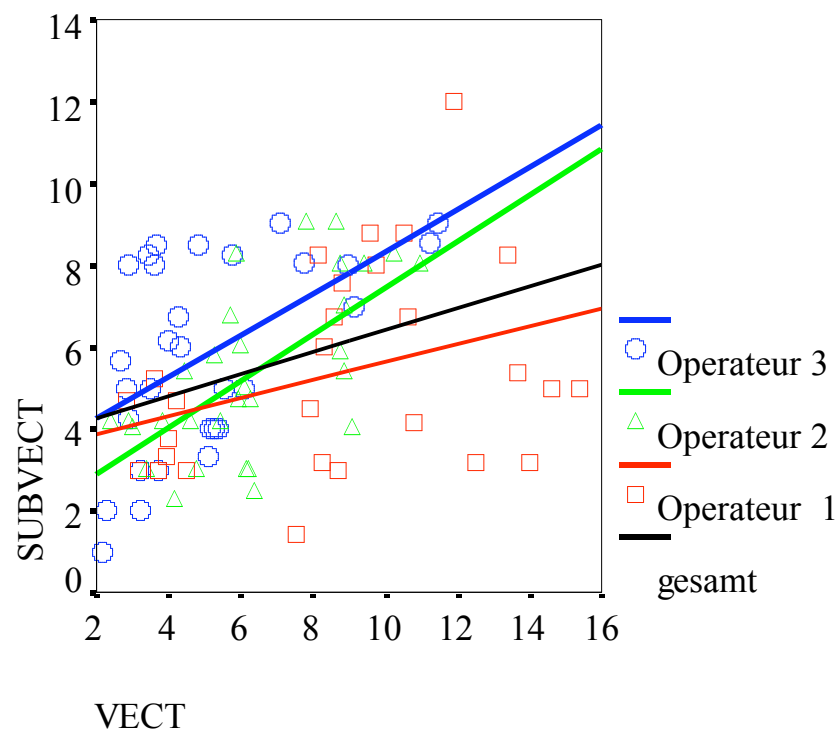


Abbildung 31: Geschätzte vs. mit der Koordinatenmessmaschine gemessene Pfannenfehlpositionierung.

## 6.4 Pfannenalignment

Der Alignmentindex ist ein wertfreies Maß für die Pfannenplatzierung, weil sowohl Orientierung als auch Position der Pfanne eingehen, also das Alignment wiedergegeben wird. Dieser Index war statistisch signifikant besser für das CT-basierte Navitrack-System sowie für den Orthopilot ( $p < 0,001$ ; Abbildung 32). Er war dahingegen bedeutend schlechter für das VectorVision-System und die Handimplantation ( $p < 0,001$ ; Abbildung 32).

Der Alignmentindex für alle durchgeführten Operationen zeigte einen signifikanten Unterschied zwischen Operateur I und Operateur III ( $p = 0,001$ ; Abbildung 33).

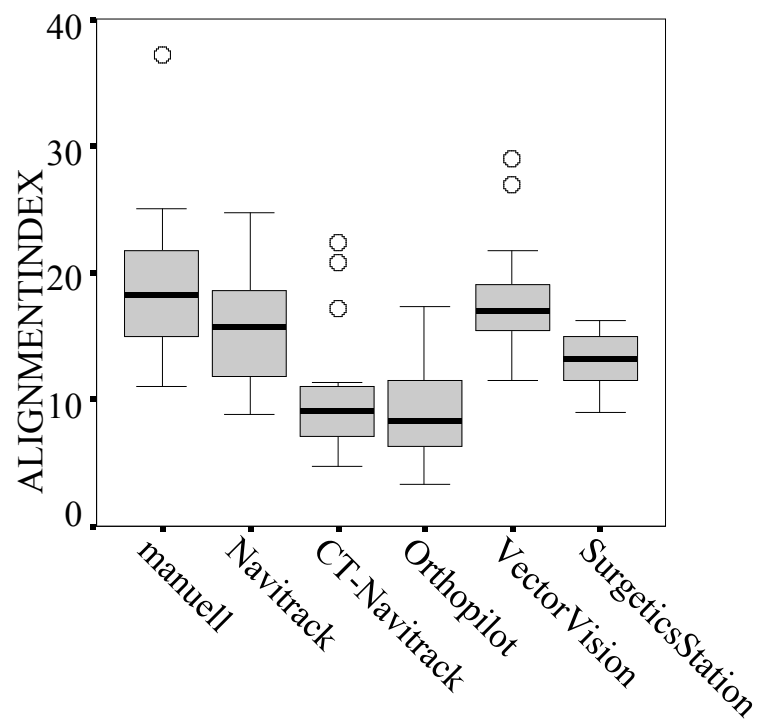


Abbildung 32: Alignmentindex vs. Navigationsgruppe.

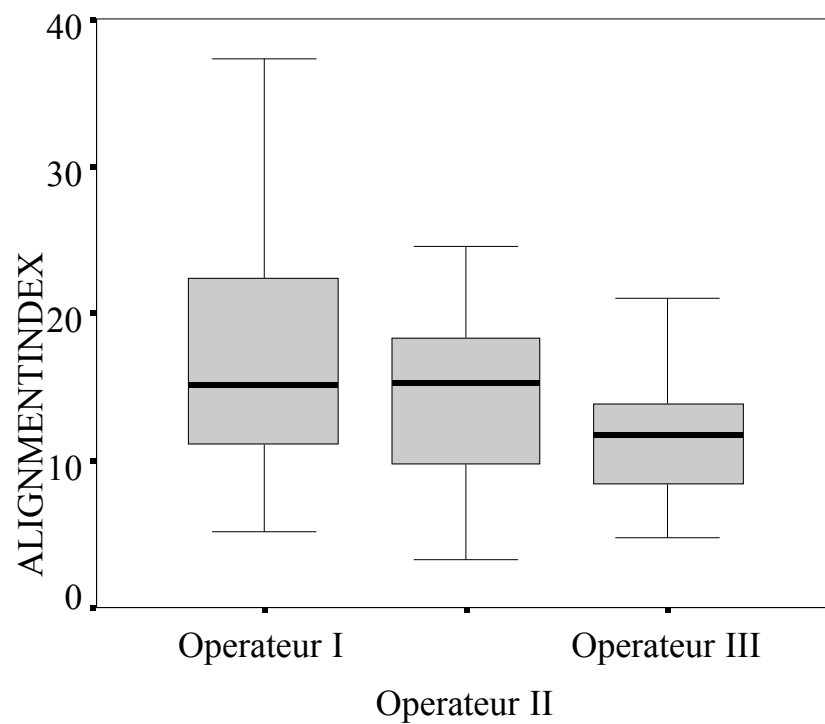


Abbildung 33: Alignmentindex vs. Operateur für alle Navigationsgruppen.

Betrachtet man nun ausschließlich die Gruppe der manuellen Implantation, so zeigt sich, dass der erfahrene Operateur III im Vergleich zu den beiden anderen besser abschneidet.

Seine Handimplantation ist bei Bewertung aller Faktoren der Pfannenpositionierung sowie Orientierung die beste. Die Unterschiede sind jedoch nicht signifikant ( $p > 0,222$ )

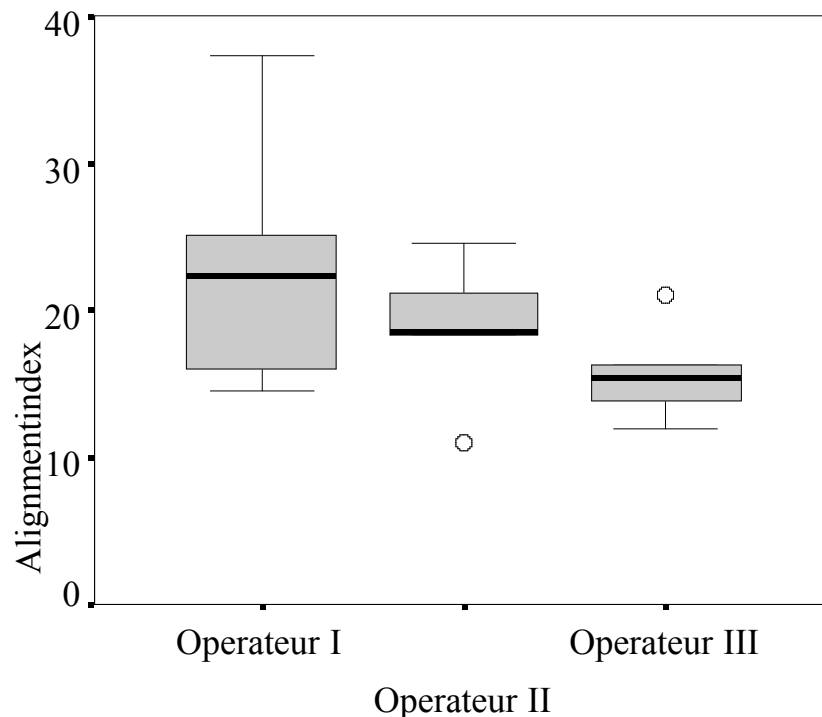


Abbildung 34: Alignmentindex vs. Operateur für die Handimplantation.

## 6.5 Effizienz

Wenn man nun die Effektivität mit der Qualität verknüpft, so definiert sich der Effizienzindex nach Gleichung 3, S. 43. Der Operateur mit der meisten Erfahrung, also Operateur III in dieser Studie, steht bei dieser Betrachtung signifikant besser da als die beiden anderen ( $p < 0,001$ ; Abbildung 35).

Dieses stellt sich noch extremer dar, wenn man ausschließlich die Gruppe der Handimplantation betrachtet. Hier wird der Unterschied noch viel deutlicher: Der Anfänger schneidet hier extrem schlecht ab, während der Routinier hier hochsignifikant besser ist als die beiden anderen Operateure ( $p < 0.0001$ ).

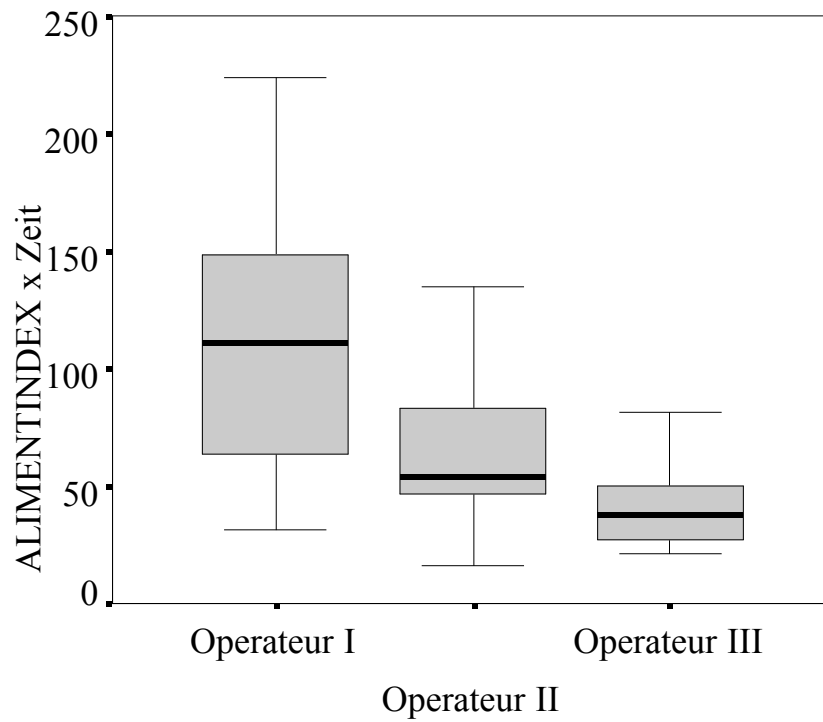


Abbildung 35: Der Effizienzindex für alle Operationen.

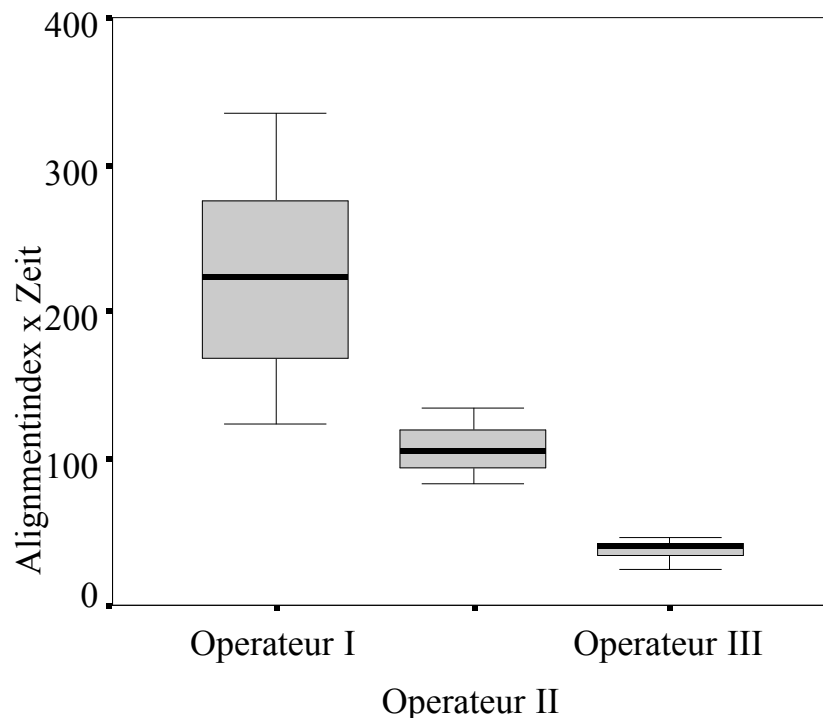


Abbildung 36: Der Effizienzindex für die manuelle Operation.



Hilfreich zur Beantwortung der Frage, inwieweit die Navigationssysteme die Effektivität beeinflussen, ist die Auflösung des Effizienzindex für die einzelnen Navigationsgruppen.

Hier ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Navigationssystemen, jedoch ein signifikant schlechterer Effizienzindex bei der manuellen Implantation ( $p = 0,010$ , Abbildung 37).

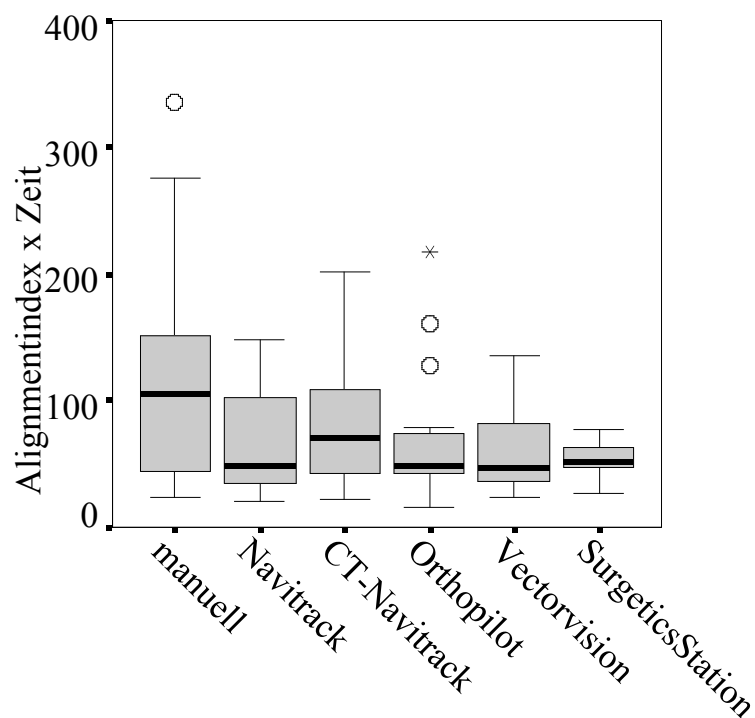


Abbildung 37: Effizienzindex vs. Navigationsgruppe.

## 6.6 Subjektive Einschätzung

Alle Chirurgen wurden gebeten, ihr Gesamtergebnis subjektiv zu beurteilen. Die verwendete Skala entsprach der geläufigen deutschen Schulnotenskala von 1 für sehr gut bis 6 für ungenügend. Es zeigte sich eine Korrelation zwischen subjektiver Note und Alignmentindex ( $r_p = 0.513$ ,  $p < 0,001$ ; Abbildung 38). Nimmt man den Faktor Zeit mit in die Benotung, so wird die Korrelation nicht wesentlich besser ( $r_p = 0.597$ ,  $p < 0,001$ ; Abbildung 39). Es ist zu vermuten, dass sich die Operateure an die Anweisung hielten und nur die Qualität der Pfannenimplantation bewertet haben.

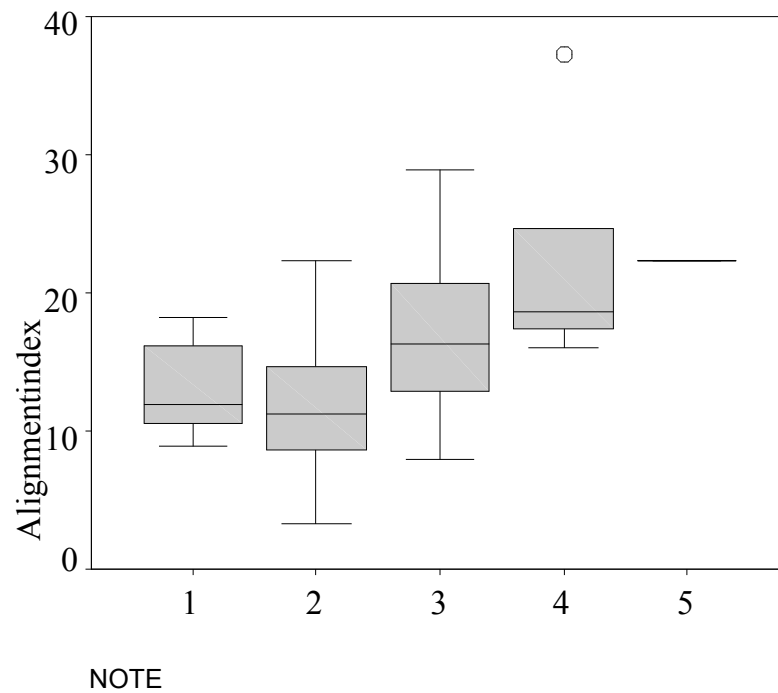


Abbildung 38: Alignmentindex vs. der Benotung durch den Operateur.

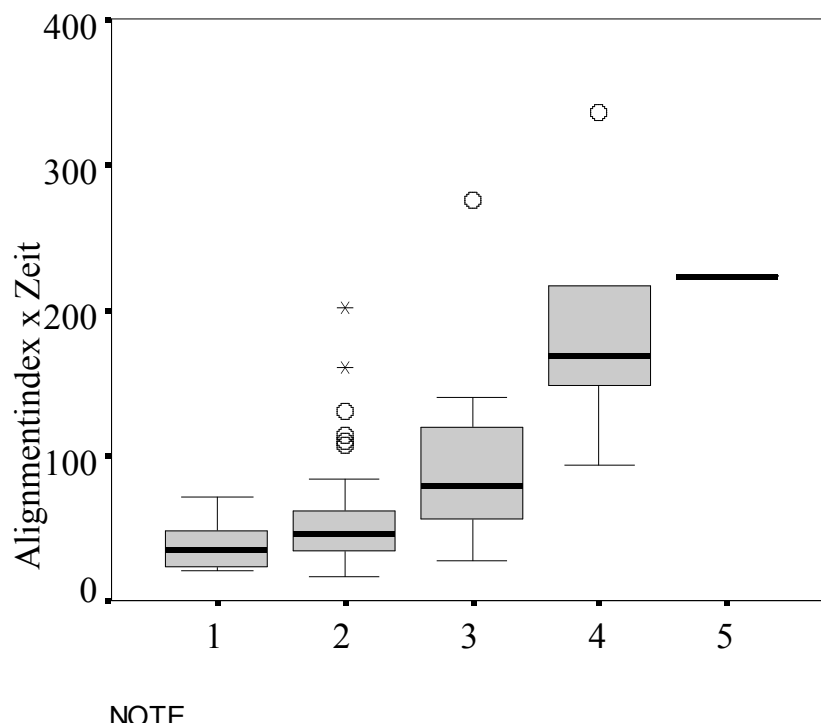


Abbildung 39: Effizienzindex vs. der Benotung durch den Operateur.

Betrachtet man jedoch die einzelnen Operateure, so ist dieser genannte Trend nicht mehr durchgängig aufrecht zu erhalten. Operateur I zeigte die beste Korrelation zwi-

schen Alignment und Note (Table 1). Operateur II war etwas schlechter, aber beide Korrelationen waren signifikant. Die Benotung von Operateur III korrelierte nicht mit dem Alignment. Interessanterweise zeigte sich aber eine hochsignifikante Korrelation für Operateur III, wenn man die Operationszeit im Sinne des Effizienzindex hinzuzieht (Table 2).

	Alignmentindex		Effizienzindex	
	$r_p$	p	$r_p$	p
Operateur I	0,603	<0,001	0,591	0,001
Operateur II	0,440	0,015	0,518	0,003
Operateur III	0,112	0,556	0,556	0,001

**Table 2: Die Pearson-Korrelationskoeffizienten für Benotung vs. Alignment- bzw. Effizienzindex und Operateur.**

## 7 Diskussion

Es konnte nachgewiesen werden, dass die Pfannenorientierung bei allen drei Operateuren durch alle Navigationssysteme verbessert wurde. Die Pfannenorientierung hat direkte Auswirkungen auf das klinische Ergebnis einer Hüftendoprothesenimplantation: Die Wahrscheinlichkeit einer Luxation als die häufigste endoprothesenspezifische Frühkomplikation ist in erster Linie von der Art der Pfannenimplantation abhängig.<sup>9;28;45;95</sup> Das strikte Einhalten eines Richtwertes (einer „safe zone“) in Bezug auf die Pfannenorientierung, also den Anteversions- und Inklinationswinkel, kann die Luxationshäufigkeit von fünf Prozent auf ein Prozent senken.<sup>94</sup>

Die Definition des Begriffs „safe zone“ wurde von Yoshimine et. al. auf die Zielparame-ter Bewegungsausmaß, Impingement und Verschleiß erweitert. Für alle genannten Faktoren wird die Anteversion der Pfanne als der limitierende Faktor angesehen.<sup>93;100;133</sup>

Diese Studie hat gezeigt, dass gerade die vom Operateur geschätzte Anteversion sehr schlecht mit den gemessenen Werten korrelierte. Handimplantiert war demzufolge die Variabilität der Anteversion für jeden Operateur unerwartet hoch und viele Pfannen wurden außerhalb der „safe zone“ implantiert, was durch die Navigation vermieden werden konnte.

Nun sollten an dieser Stelle die drei Operateure wiederholt kurz beschrieben werden: Operateur I war zum Zeitpunkt der Studie Assistent in seinem zweiten Ausbildungsjahr, mit der Erfahrung von zehn Hüftendoprothesenimplantationen. Operateur II hatte vor zwei Jahren seine Facharztprüfung absolviert und bereits 70 Hüftendoprothesen implantiert. Operateur III war seit sieben Jahren Oberarzt und hatte vor der Studie 480 Hüftendoprothesen implantiert. Erstaunlicherweise war lediglich die Implantationszeit signifikant vom Erfahrungsgrad des Operators abhängig, nicht jedoch die Orientierungsgenauigkeit.<sup>126</sup> Dies stellt die weit verbreitete Annahme in Frage, dass Navigation nur in der Hand eines unerfahrenen Operators eine Hilfe darstellt.

### 7.1 Diskussion der Methoden

Das in dieser Studie gewählte Modell zur Simulation einer OP-Situation kann nicht alle Faktoren einer Operation nachbilden. Dies ist aber für die Fragestellung dieser Studie gewünscht. Die bisher bekannten Studien sind in der Regel klinischer Art.<sup>18;35;37;58</sup> Hierbei ist die Pfanne nur mit Hilfe einer postoperativen Bildgebung mit Nachteilen für den

Patienten und Kompromissen an die Genauigkeit zu vermessen. Weiterhin finden sich bei unterschiedlichen Patienten extreme interindividuelle Unterschiede bezüglich Anatomie und Materialeigenschaften des Knochens. In der klinischen Studie ist daher von einer größeren Streuung der Messwerte auszugehen. Da für jede Operation ein neuer Datensatz, eine neue Operationsplanung sowie eine neue Referenzierung erforderlich ist, können diese Einflussfaktoren nicht ausgeschlossen werden, wie es in dieser Studie durch das Durchführen der Registrierung durch die Herstellerfirmen gelang.

Geringfügig besser stellt sich die Situation bei der Verwendung von anatomischen Präparaten dar<sup>2;26;72</sup>, wenn auch hier die interindividuellen Unterschiede die gleichen sind. Doch Präparate können auch mit der Koordinatenmessmaschine vermessen werden.

Dennoch wurde bisher keine Studie publiziert, die eine postoperative Vermessung der Hüftpfanne mit einer Koordinatenmessmaschine durchgeführt hat. Diese Maschinen sind wohl nur im Bereich der industriellen Qualitätssicherung das Standardinstrument der Endkontrolle von gefertigten Geometrien. Da sie universell, hochpräzise und genau Punkte im Raum digitalisieren können, erschien uns diese Methode ideal für die zu beantwortende Frage.

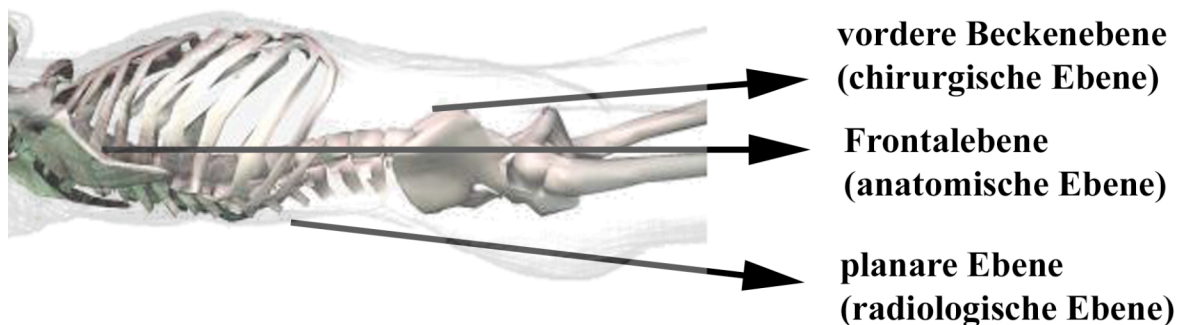
Udenkbar war allerdings, zumindest bei der Koordinatenmessmaschine, die uns zur Verfügung stand, dass humane Präparate direkt vermessen werden, weil diese in der industriellen Qualitätssicherung verwendet wurde. Die Beteiligung mehrerer Operateure ist ebenfalls ein neuer Ansatz. Der Faktor Mensch wurde bei den bisherigen Studien wenig berücksichtigt. Natürlich muss an dieser Stelle gesagt werden, dass der wissenschaftliche Rückschluss auf andere Operateure mit vergleichbarer Erfahrung eingeschränkt ist, weil nur drei Operateure in die Untersuchung einbezogen wurden.

In diesem Zusammenhang muss natürlich gefragt werden, ob diese Operateure gegenüber manchen Systemen nicht voreingenommen waren. Nun, alle Probanden waren Navigationsneulinge und hatten mit keiner der Firmen vertragliche Verbindungen. Alle Operationen wurden vom zuständigen Firmenvertreter überwacht, so dass eine willkürliche Beeinflussung nicht möglich war. Die eigentliche Hürde für unsere Probanden war die manuelle Gruppe, weil diese ausschließlich mit ihren persönlichen Fähigkeiten in Zusammenhang zu bringen war.

## 7.2 Räumliche Intelligenz

Zunächst ist die Frage zu diskutieren, warum es auch für den geübten Operateur grundsätzlich schwierig ist, die Anteversion richtig einzuschätzen.

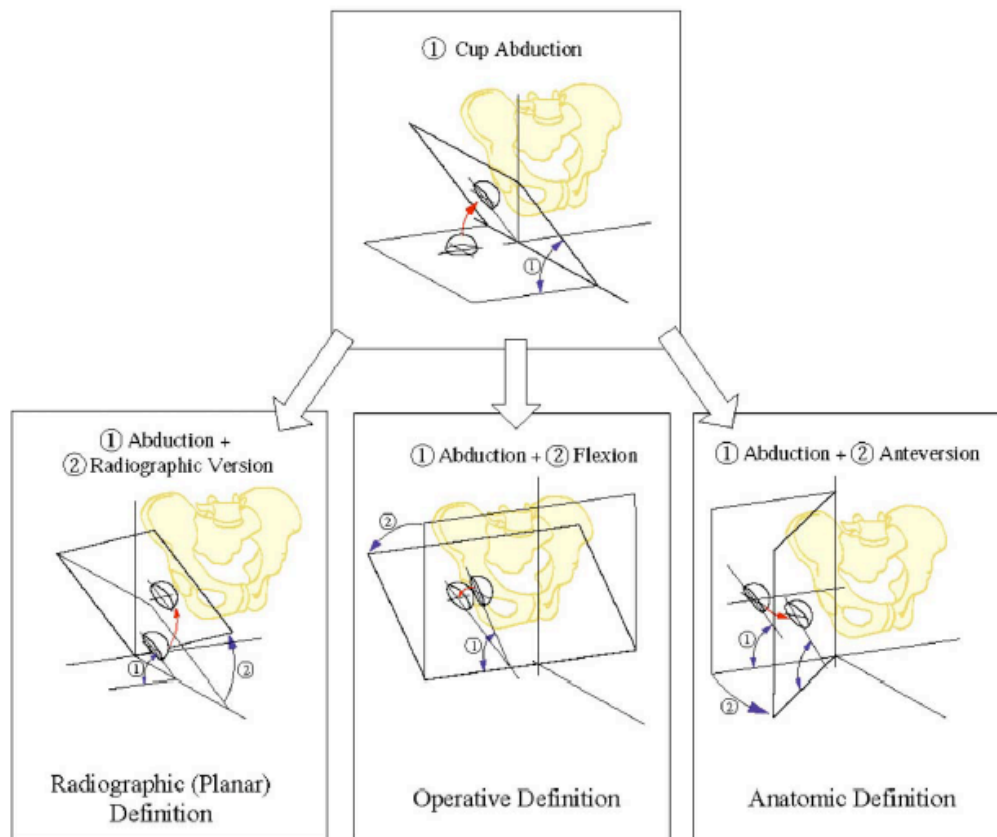
Eine Schwierigkeit ist sicherlich, sich die Bezugsebene vorzustellen, wobei die radiologische Bezugsebene sich durchaus von der anatomischen und der chirurgischen unterscheidet (Abbildung 40).



**Abbildung 40: Verschiedene Beckenebenen.**

Fraglich ist, ob der Operateur sich diesem Umstand bewusst ist und ob er die Unterschiede, die sich dadurch für die Anteversion ergeben können, mit in die Berechnung einbezieht (Abbildung 41).

Wolf et al. konnten nachweisen, dass bereits eine sehr geringe Variation der Bezugsebene eine überaus große Variation der real erzielten Anteversion nach sich zieht. Trotzdem sollten weitere Einflussfaktoren diskutiert werden.



**Abbildung 41: Definition der Pfannenorientierung in Abhängigkeit von der gewählten Bezugsebene nach Jaramaz <sup>71</sup>.**

Gardner definiert Intelligenz als „einen Satz von Fähigkeiten oder Techniken des Problemlösens, mit dem das Individuum Probleme oder Schwierigkeiten bewältigen, oder ein wirksames Produkt oder Instrument schaffen kann“ <sup>49</sup>. Räumliche Intelligenz ist die Fähigkeit, die sichtbare Welt akkurat zu erfassen, zu transformieren und zu modifizieren. Zur Anwendung kommen die räumlichen Fähigkeiten bei einer Vielzahl von Situationen, bei der Orientierung in der Umgebung, bei der Widererkennung von Objekten, beim Umgang mit zwei- und dreidimensionalen Abbildungen der realen Welt, grafisch oder fotografisch, beim Umgang mit Symbolen wie Karten und geometrischen Formen <sup>42</sup>. Sie ist sicher eine entscheidende Fähigkeit für einen operativ tätigen Arzt. Die räumliche Intelligenz ist nach Gardner <sup>42</sup> jedoch nur teilweise angeboren, ihre Entwicklung findet vielmehr in Bereichen der Anwendung statt. Die räumliche Intelligenz entwickelt sich kumulativ beim Umgang mit der äußeren konkreten Welt. Im Gegensatz dazu lässt die logisch-mathematische Intelligenz in späteren Jahren oft nach. <sup>42</sup> Daraus kann geschlossen werden, dass die Vorstellung für die räumlichen Gegebenheiten trainierbar sind. Dies zeigt sich einerseits in den sehr steilen Lernkurven bezüglich

der Qualität der Pfannenimplantation und des Zeitaufwandes. Andererseits sollte man anhand der genannten Theorien vermuten, dass der Routinier, Operateur III, hier deutlich besser abschneidet.

Fraglich ist, ob er ein besseres Ergebnis erzielt hätte, wenn er sich mehr Zeit gelassen hätte. Fragen sollte man auch, ob die ausgewählten Chirurgen über eine Begabung bzgl. räumlicher Intelligenz verfügten.

Ebenso bleibt zu diskutieren, ob aufgrund der komplizierten Koordinatentransformation (sowohl mental als auch bei der Navigation) für die Anteversion das Einhalten der Anteversion für alle Operateure ebenso wie das Schätzen der Anteversion äußerst schwierig ist.

### **7.3 Lernen und Erfahrung**

Unter Lernen versteht man den bewussten und unbewussten individuellen oder kollektiven Erwerb von geistigen und körperlichen Kenntnissen und Fertigkeiten oder Fähigkeiten. Lernen kann als systematische Änderung des Verhaltens, Denkens und Fühlens aufgrund gewonnener und durchdachter Informationen (Wissen) durch Wahrnehmung von Veränderungen in der Umwelt bezeichnet werden.<sup>122</sup> Lernen innerhalb dieser Studie hatte zwei Effekte zur Folge:

1. die Qualität der Pfannenimplantation wurde mit der Zeit besser,
2. die Effektivität wurde besser und damit der Zeitaufwand geringer.

Der Verlauf der Lernkurven innerhalb der Experimente war ausgesprochen steil, was auf eine immens schnelle Adaptation der teilnehmenden Chirurgen an die OP-Situation und an die Besonderheiten der Navigationssysteme, also eine große Lernfähigkeit beweist.

Die Fähigkeit zu lernen ist notwendig für Mensch und Tier, um sich den Gegebenheiten des Lebens und der Umwelt anpassen zu können, in ihr sinnvoll zu agieren und sie gegebenenfalls im Interesse eigener Erfordernisse zu verändern. Ein großer Zweig der Neurowissenschaften beschäftigt sich mit dem Lernen auf molekularer Ebene. In diesem Wissenschaftszweig versuchen Forscher herauszufinden, wie Sinneseindrücke im Gehirn prozessiert und abgespeichert werden.<sup>60</sup> Dieses System ist komplex, jedoch wächst das Wissen darum von Tag zu Tag. Zunächst ist es wichtig, den Unterschied



zwischen der Evolutionsstufe des Computers und dem Lernen eines Gehirns zu unterscheiden. Die Effizienz unseres Lernens ist abhängig von der Aufmerksamkeit.<sup>41</sup> Dinge, denen wir viel Aufmerksamkeit entgegenbringen, können wir das ganze Leben lang behalten, während der größte Teil dessen, was wir den ganzen Tag über sehen, hören oder schmecken, sehr schnell wieder vergessen und nicht in das Langzeitgedächtnis übernommen wird. Im Gehirn gibt es ein spezielles System, das für Aufmerksamkeitsprozesse zuständig ist: das Aufsteigende Retikuläre Aktivierende System (ARAS). Es wird beeinflusst vom limbischen System und dem Hypothalamus.<sup>61</sup> Funktionell bedeutet dies: Aufmerksamkeit ist abhängig von der emotionalen Bedeutung einer Situation und von der vegetativen Konstitution des Organismus (Müdigkeit, Schmerz, Hunger, Sexualtrieb, etc.). All diese Faktoren nehmen Einfluss auf das Lernen und ermöglichen so die Aufnahme von Informationen, die uns wichtig erscheinen, und das Ignorieren von irrelevanten Dingen.

Das ARAS beeinflusst den unspezifischen Thalamus, das Tor zum Bewusstsein. Dies bezieht sich auf die Annahme, wonach das ARAS dieses Tor öffnen oder schließen kann. Beispielsweise im Schlaf oder während einer Narkose wird der Thalamus so stark vom ARAS gehemmt, dass es nicht möglich ist, Informationen an die Großhirnrinde (Kortex) weiterzuleiten.<sup>62</sup>

Nicht alles, was unsere Aufmerksamkeit auf sich zieht, wird auch in das Gedächtnis übernommen. Generell unterteilt man in:

1. deklaratives Gedächtnis, das Informationen und Sprache speichert und dies weiter in ein
  - Ultrakurzzeitgedächtnis: Sekunden bis Minuten, Kapazität rund sieben Zeichen
  - Kurzzeitgedächtnis: bis Tage
  - Mittellangzeitgedächtnis: Wochen bis Jahre
  - Langzeitgedächtnis: bis lebenslang
2. impliziertes Gedächtnis, das für motorisches Lernen wie Gehen, Fahrradfahren oder andere koordinative Bewegungsabläufe verantwortlich ist.

Insbesondere das implizierte Gedächtnis ist für die Operationssituation von Bedeutung. An der Überführung von Gelerntem in das Langzeitgedächtnis sind viele Schritte beteiligt. Gelerntes durchläuft im Gehirn bestimmte Neuronenschleifen. Das sind hinterein-

ander geschaltete Neurone, die aktiviert werden und in der Lage sind, sich selbst zu verstärken. Man spricht von einer Konsolidierung. Diese Konsolidierung findet hauptsächlich im limbischen System statt. Beteiligt sind die Amygdala, der Hippocampus und die Strukturen, die wiederum am Papez-Kreis teilhaben.<sup>63</sup> Dabei werden Informationen in ganz verschiedenen Arealen der Großhirnrinde abgelegt. Diese Areale werden als Assoziationskortex bezeichnet. Er ist beim Menschen am differenziertesten gegenüber allen anderen Lebewesen ausgebildet. Je wichtiger eine Information ist, desto öfter wird sie durch die Bildung neuer synaptischer Verschaltungen abgelegt. Dabei verfolgt das Gehirn, dass Informationen in funktionellen Zusammenhängen und an vielen Orten parallel gespeichert werden.

Dem Menschen ist es möglich, innerhalb von 500 Millisekunden einen bekannten Menschen zu 100 Prozent zu identifizieren. Ein Computer ist zu dieser Leistung nicht fähig, obwohl seine Rechenleistung (zirka 2000 Megahertz (MHz)) die des Menschen (rund 1 MHz) um den Faktor 200 übersteigt. Grund dafür ist die enorme Parallelverschaltung beim Wiedererkennen von Gelerntem. Das Gehirn ist in 500 Millisekunden (nach Abzug der Zeit, die für die Leitung von der Netzhaut zum primären visuellen Kortex notwendig ist = 100 Millisekunden) zu ungefähr 80 weiteren Verschaltungen in der Lage. Nur dadurch, dass ein Neuron mit bis zu 20.000 weiteren Neuronen Kontakte besitzt, ist es möglich, dass innerhalb dieser Zeit theoretisch jede Nervenzelle der Großhirnrinde in ein Muster aus Aktionspotentialen involviert werden kann.

Über den Lernprozess bei operativen Eingriffen findet sich in der Literatur insbesondere für das Fach Orthopädie relativ wenig. Der Begriff Lernkurve taucht in der Regel bei der Einführung neuer Operationsmethoden<sup>5;6;99</sup> auf, hier ganz besonders bei wenig invasiver Vorgehensweise wie z.B. bei der Endoskopie.<sup>43</sup> In der Orthopädie wird sie besonders häufig beim minimal invasiven Vorgehen, wie z.B. der Arthroskopie verwendet.<sup>21;53;80</sup> Es finden sich im Gegensatz zu anderen Bereichen jedoch wenige theoretische Betrachtungen des Lernprozesses im Sinne einer Didaktik.<sup>38</sup>

Das Lernen, mit den Navigationssystemen umzugehen und dadurch bessere Ergebnisse zu erzielen, ging sehr schnell. Vergleichbares haben auch andere Studien ergeben.<sup>31</sup> Sicher ist dafür auch eine Gewöhnung an die OP-Situation verantwortlich. Um einen Einfluss des Faktors Lernen auf die Ergebnisse zu verhindern, wurde die Reihenfolge der Navigationsgruppen mit dem Zufallsgenerator generiert. Die gemessenen Lernfortschritte können jedoch auf den klinischen Alltag nicht direkt übertragen werden, weil die OP-Situationen und damit die Patienten variieren.

## 7.4 Genauigkeit und Präzision

Messresultate, aber ebenso geometrische Fertigungsprozesse, sind grundsätzlich mit Fehlern behaftet. Lassen sich Messungen wiederholen und liegen die Messergebnisse in numerischer Form vor, so lassen sich über nicht systematische Fehler statistisch gestützte Aussagen machen. Diese Einschätzung der Präzision von Fertigungsergebnissen ist wesentlicher Bestandteil der Auswertung. Als Präzision oder Reproduzierbarkeit eines Fertigungsprozesses – was die Pfannenimplantation ja vereinfacht darstellt – wird die Übereinstimmung numerischer Resultate bezeichnet, die auf die genau gleiche Art mehrmals wiederholt wird (in dieser Arbeit sind die fünf implantierten Pfannen je Gruppe gemeint). Die Präzision wird unter anderem durch den Parameter der Standardabweichung vom Mittelwert beschrieben. Die Tatsache, dass eine Bearbeitung oder ein operativer Prozess, wie die Implantation einer Hüftpfanne, mit hoher Präzision durchgeführt wird, bedeutet noch nicht, dass ihr reproduzierbares Resultat auch richtig, also fehlerfrei ist. Beispielsweise ist die Pfannenorientierung, die mit dem VectorVision erzielt wurde (hier insbesondere die Anteversion), ein als präzise zu bezeichnendes Ergebnis, was jedoch nicht dem Zielwert der Planung entsprach. Ein Resultat kann nämlich reproduzierbar, aber falsch sein.

Dabei ist zu beachten, dass Fertigungsprozesse sowie Messungen immer mit Fehlern behaftet sind. Die einzige Form einer Messung, die überhaupt fehlerfrei sein kann, ist das Abzählen von Objekten. Alle anderen Messungen beinhalten zwangsläufig Fehler und ihre Resultate stellen grundsätzlich nur eine Annäherung an die Realität dar. Bezüglich der Fehlerquellen ist es sinnvoll, zwischen zufälligen und systematischen Fehlern zu unterscheiden.

Unter Präzision versteht man also die „innere Genauigkeit“. Man erhält sie durch oftmaliges Wiederholen des Vorgangs unter gleichen Umständen und mit denselben Geräten, Personen oder Versuchsanordnungen. Präzision hängt ausschließlich von der Verteilung zufälliger Abweichungen ab und bezieht sich nicht auf den vorgegebenen Wert. Das Präzisionsmaß wird üblicherweise damit ausgedrückt, „wie unpräzise etwas ist“. Errechnet wird es als Standardabweichung der Fertigungsergebnisse. Geringere Präzision spiegelt sich wider in einer größeren Standardabweichung. Die Präzision der Implantation war mit allen Navigationssystemen besser, die manuelle Implantation war hingegen nach dieser Definition mehr oder weniger unpräzise.

Im Gegensatz dazu bedeutet Genauigkeit meist eine „äußere Genauigkeit“. Sie kommt in der Streuung der Messungen zum Ausdruck, wenn sie unter verschiedenen äußeren Umständen wiederholt werden. Diese unterschiedlichen Umstände sind den verschiedenen Operateuren gleichzusetzen. Im Falle der Pfannenimplantation ist es der Grad der Reproduzierbarkeit beziehungsweise die exakte Lage.

Im Gegensatz zur Präzision ist die Genauigkeit des VectorVision Systems als schlechter zu werten. Die Standardabweichungen waren zwar gering (etwa für die Pfannenorientierung), aber die Mittelwerte lagen außerhalb der Planung. In verschiedenen Studien zur Pfannennavigation werden die Begriffe Genauigkeit und Präzision nicht eindeutig definiert. Dies spielt kaum eine Rolle, wenn man nur ein System untersucht.<sup>77</sup>

Nun stellt sich wiederum die Frage, ob Präzision und Genauigkeit der Navigationssysteme sowie der Handimplantation für das klinische Resultat hinreichend sind, ob sie innerhalb des tolerierbaren, also innerhalb der Toleranz liegen. Sucht man in der technischen Literatur, so findet sich folgende Definition: Die Toleranz (auch genannt zulässige Abweichung vom Nennmaß) ist eine konstruktions- und fertigungsbedingte Maßgröße und bezeichnet die Differenz zwischen dem oberen und dem unteren Grenzmaß. Innerhalb der Toleranz darf das Istmaß eines Werkstücks bzw. Bauteils vom jeweiligen Nennmaß (Null-Linie) abweichen. Maßtoleranzen begrenzen die zulässige Abweichung der Bauteilabmessungen.<sup>1;113</sup>

Sie sind im Bereich der Technik über DIN- und ISO-Normen geregelt. So finden sich Vorschriften für Allgemeintoleranzen für Längen und Winkel (DIN ISO 2768 ), ein ISO-Toleranzsystem für technische Passungen (DIN ISO 286) und die auf diese Studie übertragbaren Allgemeintoleranzen für Form und Lage (DIN ISO 2768 T2).

Formtoleranzen begrenzen die zulässige Abweichung eines Elements von seiner geometrisch idealen Form. Sie bestimmen die Toleranzen, innerhalb der das Element liegen muss und innerhalb derer es eine beliebige Form haben darf. Die Formtoleranz wäre als Maß für die Geometrie des gefrästen Implantatbetts zu bezeichnen. Dies wurde in dieser Studie nicht gemessen.

Lagetoleranzen sind Richtungs- und Ortstoleranzen. Sie begrenzen die zulässigen Abweichungen von der idealen Lage zweier oder mehrerer Elemente zueinander, von denen meist eins als Bezug festgelegt wird. Das Bezugssystem ist hier das Beckenkoordinatensystem, das zweite Element die Pfanne.

Die Verwendung des Begriffs Toleranz ist im Bereich der Endoprothetik gängig, wenn es um die industriell abgebildete Seite des Gesamtprozesses Gelenkersatz, nämlich das

industriell gefertigte Implantat geht. So werden Passungen, Kopfdurchmesser etc. als Toleranzmaß angegeben.<sup>25;112;118</sup> Bisher wurden Toleranzen für orthopädische Operationen nicht definiert. Die „safe zone“ stellt immerhin ein solches erstes Toleranzmaß dar, allerdings ein weit gestecktes. Stehen der Orthopädie nun in der CAOS präzise und genaue Verfahren zur Verfügung, um Toleranzen einzuhalten, sollten diese auch definiert werden.

## 7.5 Effektivität und Effizienz

„Effektivität ist das Verhältnis von erreichtem Ziel zu definiertem Ziel“. Effizienz ist das Verhältnis eines in definierter Qualität vorgegebenen Nutzens zu dem Aufwand, der zur Erreichung des Nutzens nötig ist. Unbestritten, Operateur III hat wesentlich effektiver gearbeitet als die anderen Kollegen, also sein Ergebnis in einer kürzeren Zeit erzielt. Er trägt damit den aktuellen Entwicklungen im Gesundheitssystem am ehesten Rechnung. Ob diese Art der Optimierung auch im Sinne des Patienten ist, bleibt dahingestellt.

Eine wichtige Aussage in diesem Zusammenhang lässt das Ergebnis zu, dass der Effizienzindex für alle Navigationssysteme besser war als für die Handimplantation. Wenn man also die Effizienz, die nicht Gegenstand der vorgestellten Studie war, ausklammert, so ist auch die Effektivität mit der Navigation besser.

## 7.6 Unterschiede zwischen den Systemen

In Bezug auf die Pfannenorientierung waren die Unterschiede zwischen den verwendeten Systemen nicht signifikant. Lediglich die mit dem CT basierten VectorVision-System erzielte Anteversion war im Vergleich – bei geringer Standardabweichung – signifikant niedriger als der geplante Wert, das am ehesten eine systematische Ursache vermuten lässt (wie bereits erwähnt). Diese Beobachtung könnte beispielsweise darauf zurückzuführen sein, dass beim VectorVision-System eine andere Definition des Beckenkoordinatensystems bei der Programmierung der Algorithmen zu Grunde gelegt wurde.

Betrachtet man die Pfannenpositionierung, so zeigte das CT-basierte Navitrack-System die besten Ergebnisse. Andere Navigationssysteme vergrößerten das Maß der Fehlpositionierung im Vergleich zur manuellen Implantation, wobei die absoluten Werte als klinisch unbedeutend eingestuft werden sollten. Möglicherweise widmete der Operateur

dem Bildschirm mehr Aufmerksamkeit als dem tatsächlichen Operationsfeld. Man sollte sich beim Navigationseinsatz dieser möglichen Fehlerquelle bewusst sein.

Bereits erwähnt wurde, dass die Fehlpositionierung in einem klinisch nicht relevanten Bereich liegt. Daher kann anhand des vorgestellten Projekts nicht geschlossen werden, dass eine CT generell vor einer Hüftoperation zu fordern ist. Dies sollte jedoch anders diskutiert werden, wenn das Acetabulum Pathologien, wie etwa eine Dysplasie aufweist.

Die hohe Genauigkeit der Pfannenpositionierung wurde in einer Art chirurgischen Idealsituation erzielt. Von Seiten der Navigationssysteme müssen Fehler bei der Referenzierung oder sogar ein möglicher totaler Systemausfall berücksichtigt werden. In diesen Situationen ist natürlich Erfahrung gefragt, um die Pfannenposition zu validieren oder die Operation manuell beenden zu können.

Die Studie verwendet ein recht einfaches Modell, um eine Pfannenimplantation zu simulieren, was jedoch interindividuelle Unterschiede ausschließt, wie sie bei Patienten vorhanden wären. Aus unserer Sicht lassen sich keine Argumente finden, warum ein Operateur in einer nicht gestellten realen Operation ein besseres Ergebnis erzielen sollte. Die Kollegen, die an dieser Studie teilnahmen, wurden nach dem Zufallsprinzip aus dem Team der Abteilung für Orthopädie und Unfallchirurgie des Allgemeinen Krankenhauses Eilbek, Hamburg, ausgewählt.

## 7.7 Verifizierung der Hypothesen

1. Navigation erlaubt eine quantitativ bessere Pfannenorientierung.

Diese Hypothese wurde verifiziert, wobei hier der Unterschied zwischen Präzision und Genauigkeit mit in die Betrachtung verschiedener Systeme einbezogen werden sollte.

2. Navigation erlaubt eine quantitativ bessere Pfannenpositionierung.

Diese Hypothese wurde nur für ein bildbasiertes System verifiziert, für die anderen Gruppen wurde sie falsifiziert.

3. Der Effekt der Navigation ist beim unerfahrenen Operateur größer als beim erfahrenen.

Dies konnte durch die Studie nicht belegt werden, jedoch mit der Einschränkung, dass jeweils nur ein Operateur in jeder Erfahrungsgruppe untersucht wurde.

4. Bildbasierte Systeme weisen Vorteile gegenüber bildfreien auf, die den zusätzlichen Aufwand rechtfertigen.

Es konnte für die normal konfigurierte Pfanne keine Evidenz für diese Hypothese herausgearbeitet werden.

5. Der Operateur ist in der Lage, Orientierung und Position der Pfanne sowie das Gesamtergebnis im Sinne einer intraoperativen Qualitätskontrolle einzuschätzen. Der Operateur ist in der Lage, das gesamte Ergebnis sehr valide einzuschätzen. Lediglich bei der Einschätzung der Anteversion wurde diese Hypothese falsifiziert. Der Operateur hat hier die größten Schwierigkeiten.

6. Die Präzision der subjektiven Einschätzung wird mit dem Erfahrungsgrad besser.

Auch diese Hypothese muss mit der Einschränkung, nur drei Operateure untersucht zu haben, als falsifiziert eingestuft werden. Der Operateur mit der größten Erfahrung zeigte die schlechteste Selbsteinschätzung, der Chirurg mit der geringsten Fallzahl die beste.

7. Navigationssysteme verringern die Effektivität einer Pfannenimplantation aufgrund des zusätzlichen Zeitaufwandes.

Diese Hypothese wurde eindeutig falsifiziert, der Effizienzindex war mit der Navigation besser als ohne, wobei die Zeit für die Referenzierung nicht berücksichtigt wurde.

## 8 Schlussbemerkung und Ausblick

Zu Beginn dieser Studie stand die Hypothese, dass der erfahrene Operateur nicht zwingend eine technische Hilfe benötigt, um ein gutes Ergebnis bei der Implantation einer künstlichen Hüftgelenkspfanne zu erzielen. Im Verlauf der Untersuchung haben wir jedoch gezeigt, dass auch der Erfahrene von der Navigation profitiert. Die Platzierung des Implantats war präziser. Für unsere Klinik sehen wir die Studie als repräsentativ an.

Für eine allgemein gültige Aussage sollte eine umfangreichere Studie unter Einbeziehung einer größeren Anzahl von Chirurgen durchgeführt werden. Dies ließe sich zum Beispiel bei einem großen Kongress organisieren.

Das Messen der Zielparameter mit einer hochgenauen, in der Industrie etablierten Methode hat viele Fragestellungen aufgeworfen. Hier ist in erster Linie die Frage nach der Toleranz bei einer Operation zu nennen, also was dürfen oder können wir tolerieren.

Fahrzeugbau, Industrie, Luftfahrt sind nur wenige Bereiche, die für ihre Prozesse schon zum Ende des 19. Jahrhunderts Toleranzen definiert haben. Nur so war technologischer Fortschritt und letztendlich die Serienfertigung möglich.

Auch in der Orthopädie könnte der Weg, Toleranzen zu definieren, Vorteile bringen. Nachteile liegen beispielsweise im Bereich des Arzthaftungsrechts auf der Hand.

Leider definiert sich mit der Toleranz auch so genannter Ausschuss, was weder für den Patienten noch den Arzt ein tragbarer Begriff ist. Es bleibt demzufolge Entwicklungsbedarf nicht nur in terminologischer Hinsicht.



## 9 Zusammenfassung

- **Einleitung**

Navigationssysteme finden immer häufiger Anwendung in der Endoprothetik. Das gilt auch für die Implantation von Hüftendoprothesen, obwohl eine genauere Pfannenpositionierung insbesondere für Operateure mit hoher Qualifikation nicht bewiesen ist. Ziel dieser Studie war es, die Pfannenplatzierung mittels verschiedener Navigationsgeräte mit der konventionellen, nicht navigierten Technik zu vergleichen.

- **Methoden**

Fünf verschiedene Navigationssysteme wurden in dieser Studie verwendet: Navitrack™ (CT-frei), Navitrack™ (CT-basiert), OrthoPilot™ (CT-frei), VectorVision™ (CT-basiert) und SurgeticsStation™ (CT-frei).

Drei Operateure mit unterschiedlicher Qualifikation führten jeweils fünf Pfannenimplantationen mit jedem Navigationsgerät und mit der Hand an einem Dummy durch. Die erzielte Pfannenorientierung (Inklination und Anteversion) und die Pfannenposition (erzieltes Zentrum) wurden mit einer Koordinatenmessmaschine ermittelt.

- **Ergebnis**

In der manuellen Gruppe war die Streuung in der Pfannenorientierung erheblich größer und unbeeinflusst vom Operateur. Der Chirurg mit der größten Erfahrung erzielte die kürzeste Operationszeit, seine Ergebnisse waren jedoch nicht besser als die seiner weniger erfahrenen Kollegen.

Die Navigation verbesserte die Inklination und Anteversion signifikant bei allen Operateuren ( $p < 0,001$  für beide). Die von den Chirurgen erzielte Pfannenposition unterschied sich nicht ( $p = 0,966$ ). Die exakteste Positionierung erfolgte mit dem CT-basierten Navitrack-System ( $p < 0,001$ ).

- **Schlussfolgerung**

Die Verwendung von Navigationssystemen hilft unabhängig von der Erfahrung des Operateurs die Pfannenorientierung zu verbessern. Für die Pfannenpositionierung ist diese Aussage hingegen nicht gültig.

## English Abstract

- **Background**

The use of navigation systems for total hip replacement becomes increasingly popular although a significant better cup placement compared with manual technique has not shown for surgeons with different operating experience. Aim of this in-vitro study was to compare the hip cup placement when using different navigation systems compared with the traditional, non-navigated technique.

- **Methods**

Five different navigation systems were used: Navitrack™ (CT-less), Navitrack™ (CT-based), Orthopilot™ (CT-less), VectorVision™ (CT-based) and SurgeticsStation™ (CT-less).

Three different surgeons carried out five cup implantations using all navigation systems and the manual approach on a surgery dummy with a pelvis specimen inside. Cup orientation (inclination and anteversion) and the cup position (achieved cup center) were determined with a coordinate measuring machine and compared to planned values. The deviation angles and vectors were plotted

- **Results**

In the manual group the variability of the cup orientation was higher in comparison to the navigated groups and hardly influenced by the surgeon. One surgeon achieved a significantly shorter operating time. He was more experienced than the others; however, his cup placement was not better compared with his colleagues with less surgical experience. Navigation was identified as a significant factor for smaller deviations from planned inclination and anteversion angles ( $p < 0,001$  for both).

Cup position was not affected by surgeon in the manual group ( $p = 0,966$ ). Compared with manual technique, the cup misplacement vector was significantly smaller in the CT-Navitrack group ( $p < 0,001$ ) but higher in the Navitrack (CT-less) and VectorVision group ( $p < 0,001$ ).

- **Conclusions**

The use of computer navigation will help the surgeon to orientate the acetabular component more accurately but not necessarily with regard to cup positioning.

## 10 Lebenslauf

### Persönliche Daten

Name	Torsten Kleefeld
Geburtsdatum	15. Mai 1965
Geburtsort	Bochum
Adresse	Schorlemerstraße 19, 40545 Düsseldorf
Telefon	0211 / 55 90 315 Mobil 0172 / 28 17 900
E-Mail	kleefeld@ortho-duesseldorf.de
Nationalität	Deutsch
Familienstand	Ledig

### Schule, Ausbildung, Studium

1971	–	1975	Hufeland-Grundschule, Bochum
1975	–	1984	Albert-Einstein-Gymnasium, Bochum
1984			Abitur
1984	–	1985	Zivildienst, Augusta-Krankenanstalten, Bochum
1985	–	1991	Studium der Humanmedizin Ruhr-Universität Bochum

### Examina

8/1987	Physikum
8/1988	1. Staatsexamen
9/1990	2. Staatsexamen
10/1991	3. Staatsexamen

### Famulaturen

1988	HNO-Klinik Ruhr-Uni Bochum, St. Elisabeth-Hospital Gynäkologie und Geburtshilfe Ruhr-Uni Bochum, St. Elisabeth-Hospital Chirurgische Universitätsklinik Bergmannsheil Bochum
1989	Praxis Fachärztin für Orthopädie Frau Dr. med. Sybille Russe 1990-1991 Orthopädische Universitätsklinik St. Josef-Hospital Bochum Sportmedizin
1990	Chirurgische Universitätsklinik Bergmannsheil Bochum

**Beruf**

11/1991	–	5/1992	AIP Orthopädische Universitätsklinik St. Josef-Hospital Bochum, Prof. Dr. med. Jürgen Krämer
5/1992	–	5/1993	AIP, Chirurgische Universitätsklinik St. Josef Hospital Bochum, Prof. Dr. med. Volker Zumtobel
			Approbation am 06. Mai 1993
5/1993	–	6/1997	Assistenzarzt Orthopädie, Auguste-Viktoria Klinik Bad Oeynhausen, Dr. med. Jürgen Köchling, ab 01. Juli 1995 Prof. Dr. med. Frank Wolfgang Hagena
11/1996			Facharzt für Orthopädie
7/1997	-	2/1999	Orthopädische Praxis Frau Dr. med. Doris Berghausen-Chevalier Düsseldorf
3/1999	-	Heute	Niederlassung als Facharzt für Orthopädie in der Gemeinschaftspraxis für Orthopädie Frau Dr. med. Berghausen-Chevalier/ Kleefeld

**Sonstiges**

4/1997		Zusatzbezeichnung Sportmedizin
3/1997		Fachkunde Strahlenschutz
3/1998		Zusatzbezeichnung physikalische Therapie
12/1998		Zusatzbezeichnung Chirotherapie
9/2004		Zusatzbezeichnung Spezielle Schmerztherapie
12/2008		Zusatzbezeichnung Akupunktur
1998		A-Diplom Akupunktur bei der Forschungsgruppe für Akupunktur in Düsseldorf
11/2002		B-Diplom Akupunktur bei der Forschungsgruppe für Akupunktur in Düsseldorf
seit 2004		Ausbildung zum Osteopathen beim Institut für angewandte Osteopathie
seit 2006		Sportmedizinische und orthopädische Betreuung der 1. Bundesliga Damen- und Herrenmannschaften des Düsseldorfer Hockeyclub (DHC)

**Interessen**

Windsurfen (diplomierter Windsurflehrer und Schulleiter mit B-2 Lizenz), Skifahren, Tennis, Fitnesstraining (Orthopädische Betreuung Fitnessclub Alma-Sports in Oberkassel seit 1997), Eishockey, Mountainbiken, Architektur, Kunst, Musik, Literatur

**Fremdsprache**

Englisch, Französisch, Spanisch, Latein

## 11 Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren Damen/Herren in Bochum, Hamburg und Marburg:

Adamek, Altmeyer, Andres, Barbera, Bauer, Brand, Braunsfurth, Brüning, Christ, Düring, Duntze, Fuchs-Winkelmann, Grifka, Haustein, Hedtmann, Hildmann, Hille, Hinrichsen, Hoffmann, Holldorf, Honl, Kalisch, Kemen, Keyl, Köster, Krämer, Krüskemper, Kunau, Laubenthal, Luhmann, Malin, Micklitz, Müller, Muhr, Mumme, Niesel, Preuschoft, Przuntek, Reichel, Ricken, Röskenbleck, Sabrowsky, Scheid, Schleberger, Schlegel, Schmidt-Heinevetter, Scholz, Schultze-Werninghaus, Sirtl, Sovaland, Stanker, Steffen, Steinau, Strunz, Tegenthoff, Wegener, Wegner, Welzel, Werner, Winkelmann, Zenz, Zumtobel.

## 12 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen danken, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit unterstützt haben. Mein erster und ganz besonderer Dank geht an Frau Univ.- Prof. Dr. med. Susanne Fuchs-Winkelmann und Herrn Prof. Dr. med. Ekkehard Hille für die Themenstellung und die Betreuung dieser Arbeit. Weiterhin danke ich Herrn Oberarzt PD Dr. med. Matthias Honl, der das Projekt nicht nur exzellent betreute, sondern mir mit Rat und Tat vielfach beistand. Entscheidend für den Erfolg der Arbeit waren seine konstruktive Kritik, die wertvollen methodischen Hinweise und ein stets offenes Ohr für meine zahlreichen Vorschläge bei diesem Dissertationsprojekt.

Ich danke Frau Univ.- Prof. Dr. med. Susanne Fuchs-Winkelmann für Ihr Engagement und Tätigkeit als Referentin.

Herrn Prof. Michael Morlock, Direktor des Arbeitsbereiches Biomechanik der Technischen Universität Hamburg Harburg, und seinen Mitarbeitern – ganz besonders Dr. Ing. Karsten Schwieger – danke ich für die entscheidende Unterstützung bei der Realisierung. Ihr Verständnis sowohl für stellenweise mir hochkomplex erscheinende Zusammenhänge als auch ihre sehr nüchternen Vereinfachungsvorschläge waren die wertvollsten Katalysatoren für die Realisierung.

Herrn Dr. med. Frank Lampe, Herrn Dr. med. Christian Gauck sowie Herrn Wanja Wenk danke ich für die Bereitschaft, als Operateure mitzuwirken.

Zudem möchte ich den Firmen Aesculap, Brainlab, Depuy, ESKA und Zimmer für die Bereitstellung von Implantaten und Navigationssystemen danken. Der Stolle Orthopädie GmbH Hamburg danke ich für die Hilfe bei der Herstellung der Prüfkörper.

Weiterhin danke ich meiner Kollegin Frau Dr. med. Doris Berghausen-Chevalier, die während der Zeit, die ich in das Projekt investiert habe, maßgeblich unsere Patienten betreut hat. Mein abschließender Dank geht an meine Eltern, meine Familie und meine Freunde, die mich sehr unterstützt und an mich geglaubt haben.

Einem jeden Doktoranden und Menschen wünsche ich ein ähnlich herausforderndes, kreatives und unterstützendes Arbeitsumfeld.

## 13 Literaturverzeichnis

1. DIN 4760: Gestaltabweichungen; Begriffe, Ordnungssystem.  
Beuth Verlag, Berlin, 1982.
2. Amiot LP, Poulin F:  
Computed tomography-based navigation for hip, knee, and spine surgery.  
Clin. Orthop.(421): 77-86, 2004.
3. Amiot LP, Poulin F:  
Computed tomography-based navigation for hip, knee, and spine surgery.  
Clin. Orthop.(421): 77-86, 2004.
4. Amstutz HC, Campbell PA, Le Duff MJ:  
Fracture of the neck of the femur after surface arthroplasty of the hip.  
J. Bone Joint Surg. Am. 86-A(9): 1874-1877, 2004.
5. Antunes MJ, Colsen PR, Kinsley RH:  
Mitral valvuloplasty: a learning curve.  
Circulation 68(3 Pt 2): II70-II75, 1983.
6. Archie JP, Jr.:  
Learning curve for carotid endarterectomy.  
South. Med. J. 81(6): 707-710, 1988.
7. Bargar WL, Bauer A, Borner M:  
Primary and revision total hip replacement using the Robodoc system.  
Clin. Orthop.(354): 82-91, 1998.
8. Bargar WL, Bauer A, Borner M:  
Primary and revision total hip replacement using the Robodoc system.  
Clin. Orthop.(354): 82-91, 1998.
9. Barrack RL:  
Dislocation after total hip arthroplasty: implant design and orientation.  
J. Am. Acad. Orthop. Surg. 11(2): 89-99, 2003.
10. Bauer TW, Schils J:  
The pathology of total joint arthroplasty.II. Mechanisms Of implant failure [In  
Process Citation].  
Skeletal. Radiol. 28(9): 483-497, 1999.
11. Bennett H, Godlee RJ.:  
Excision of a tumour from the brain.  
Lancet 2: 1090-1091, 1884.



12. Berger RA:  
Mini-incision total hip replacement using an anterolateral approach: technique and results.  
Orthop. Clin. North Am. 35(2): 143-151, 2004.
13. Berger RA:  
Mini-incision total hip replacement using an anterolateral approach: technique and results.  
Orthop. Clin. North Am. 35(2): 143-151, 2004.
14. Berger RA, Duwelius PJ:  
The two-incision minimally invasive total hip arthroplasty: technique and results.  
Orthop. Clin. North Am. 35(2): 163-172, 2004.
15. Berlemann U, Langlotz F, Langlotz U, Nolte LP:  
[Computer-assisted orthopedic surgery. From pedicle screw insertion to further applications].  
Orthopäde 26(5): 463-469, 1997.
16. Berlemann U, Monin D, Arm E, Nolte LP, Ozdoba C:  
Planning and insertion of pedicle screws with computer assistance.  
J. Spinal Disord. 10(2): 117-124, 1997.
17. Bernsmann K, Langlotz U, Ansari B, Wiese M:  
Computerassistierte navigierte Platzierung von verschiedenen Pfannentypen in der Hüftendoprothetik - eine randomisierte kontrollierte Studie.  
Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 139(6): 512-517, 2001.
18. Bernsmann K, Langlotz U, Ansari B, Wiese M:  
Computerassistierte navigierte Platzierung von verschiedenen Pfannentypen in der Hüftendoprothetik - eine randomisierte kontrollierte Studie.  
Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 139(6): 512-517, 2001.
19. Berry DJ, Berger RA, Callaghan JJ, Dorr LD, Duwelius PJ, Hartzband MA, Lieberman JR et al.:  
Minimally invasive total hip arthroplasty. Development, early results, and a critical analysis. Presented at the Annual Meeting of the American Orthopaedic Association, Charleston, South Carolina, USA, June 14, 2003.  
J. Bone Joint Surg. Am. 85-A(11): 2235-2246, 2003.
20. Brodner W, Grubl A, Jankovsky R, Meisinger V, Lehr S, Gottsauner-Wolf F:  
Cup inclination and serum concentration of cobalt and chromium after metal-on-metal total hip arthroplasty.  
J. Arthroplasty 19(8 Suppl 3): 66-70, 2004.
21. Buess E, Steuber KU, Waibl B:  
Open versus arthroscopic rotator cuff repair: a comparative view of 96 cases.  
Arthroscopy 21(5): 597-604, 2005.

22. Cain P, Kazanzides P, Zuhars J, Mittelstadt B, Paul H:  
Safety considerations in a surgical robot.  
Biomed. Sci. Instrum. 29:291-4: 291-294, 1993.
23. Capello WN, Dantonio JA, Feinberg JR, Manley MT:  
Alternative bearing surfaces: alumina ceramic bearings for total hip arthroplasty.  
Instr. Course Lect. 54: 171-176, 2005.
24. Castro WH, Sautmann A, Schilgen M, Sautmann M:  
Noninvasive three-dimensional analysis of cervical spine motion in normal subjects in relation to age and sex. An experimental examination.  
Spine 25(4): 443-449, 2000.
25. Clarke IC, Donaldson T, Bowsher JG, Nasser S, Takahashi T:  
Current concepts of metal-on-metal hip resurfacing.  
Orthop. Clin. North Am. 36(2): 143-62, viii, 2005.
26. Collinge C, Coons D, Tornetta P, Aschenbrenner J:  
Standard multiplanar fluoroscopy versus a fluoroscopically based navigation system for the percutaneous insertion of iliosacral screws: a cadaver model.  
J. Orthop. Trauma 19(4): 254-258, 2005.
27. Coventry MB, Beckenbaugh RD, Nolan DR, Ilstrup DM:  
2,012 total hip arthroplasties. A study of postoperative course and early complications.  
J. Bone Joint Surg. Am. 56(2): 273-284, 1974.
28. Coventry MB, Beckenbaugh RD, Nolan DR, Ilstrup DM:  
2,012 total hip arthroplasties. A study of postoperative course and early complications.  
J. Bone Joint Surg. Am. 56(2): 273-284, 1974.
29. D'Antonio J, Capello W, Manley M, Naughton M, Sutton K:  
Alumina ceramic bearings for total hip arthroplasty: five-year results of a prospective randomized study.  
Clin. Orthop. Relat Res.(436): 164-171, 2005.
30. D'Antonio JA, Capello WN, Manley MT, Naughton M, Sutton K:  
A titanium-encased alumina ceramic bearing for total hip arthroplasty: 3- to 5-year results.  
Clin. Orthop. Relat Res. 441: 151-158, 2005.
31. Daubresse F, Vajeu C, Loquet J:  
Total knee arthroplasty with conventional or navigated technique: comparison of the learning curves in a community hospital.  
Acta Orthop. Belg. 71(6): 710-713, 2005.
32. DiGioia AM, Jaramaz B, Blackwell M, Simon DA, Morgan F, Moody JE, Nikou C et al.:  
The Otto Aufranc Award. Image guided navigation system to measure intraoperatively acetabular implant alignment.  
Clin. Orthop. Relat Res.(355): 8-22, 1998.

33. DiGioia AM, III, Jaramaz B, Plakseychuk AY, Moody JE, Jr., Nikou C, Labarca RS, Levison TJ et al.:  
Comparison of a mechanical acetabular alignment guide with computer placement of the socket.  
J. Arthroplasty 17(3): 359-364, 2002.
34. DiGioia AM, III, Jaramaz B, Plakseychuk AY, Moody JE, Jr., Nikou C, Labarca RS, Levison TJ et al.:  
Comparison of a mechanical acetabular alignment guide with computer placement of the socket.  
J. Arthroplasty 17(3): 359-364, 2002.
35. DiGioia AM, III, Jaramaz B, Plakseychuk AY, Moody JE, Jr., Nikou C, Labarca RS, Levison TJ et al.:  
Comparison of a mechanical acetabular alignment guide with computer placement of the socket.  
J. Arthroplasty 17(3): 359-364, 2002.
36. DiGioia AM, III, Plakseychuk AY, Levison TJ, Jaramaz B:  
Mini-incision technique for total hip arthroplasty with navigation.  
J. Arthroplasty 18(2): 123-128, 2003.
37. Dorr LD, Hishiki Y, Wan Z, Newton D, Yun A:  
Development of imageless computer navigation for acetabular component position in total hip replacement.  
Iowa Orthop. J. 25: 1-9, 2005.
38. Dubrowski A, Backstein D, Abughaduma R, Leidl D, Carnahan H:  
The influence of practice schedules in the learning of a complex bone-plating surgical task.  
Am. J. Surg. 190(3): 359-363, 2005.
39. Echeverri S, Leyvraz PF, Zambelli PY, Jolles BM:  
Reliable acetabular cup orientation with a new gravity-assisted guidance system.  
J. Arthroplasty 21(3): 413-419, 2006.
40. Englehardt R:  
German patients as experimental rabbits. Spiegel Magazine reports on implantation of hip endoprotheses with ROBODOC.  
Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 141(1): 21, 2003.
41. Erlhagen W, Mukovski A, Bicho E:  
A dynamic model for action understanding and goal-directed imitation.  
Brain Res. 1083(1): 174-188, 2006.
42. Ernst H:  
Die glorreichen Sieben Howard Gardners Modell der sieben menschlichen Intelligenzen.  
Psychologie heute 12(2): 28-31, 1985.

43. Eversbusch A, Grantcharov TP:  
Learning curves and impact of psychomotor training on performance in simulated colonoscopy: a randomized trial using a virtual reality endoscopy trainer.  
*Surg. Endosc.* 18(10): 1514-1518, 2004.
44. Fackler CD, Poss R:  
Dislocation in total hip arthroplasties.  
*Clin. Orthop.*(151): 169-178, 1980.
45. Fackler CD, Poss R:  
Dislocation in total hip arthroplasties.  
*Clin. Orthop.*(151): 169-178, 1980.
46. Foley KT, Smith MM:  
Image-guided spine surgery.  
*Neurosurg. Clin. N. Am.* 7(2): 171-186, 1996.
47. Frantz DD, Wiles AD, Leis SE, Kirsch SR:  
Accuracy assessment protocols for electromagnetic tracking systems.  
*Physics in Medicine and Biology* 48(14): 2241-2251, 2003.
48. Gambera D, Carta S, Crainz E, Fortina M, Maniscalco P, Ferrata P:  
Metallosis due to impingement between the socket and the femoral head in a total hip prosthesis. A case report.  
*Acta Biomed. Ateneo. Parmense.* 73(5-6): 85-91, 2002.
49. Gardner TD, Barnard JW:  
Intelligence and the factorial structure of person perception.  
*Am. J. Ment. Defic.* 74(2): 213-217, 1969.
50. Goldstein WM, Branson JJ:  
Posterior-lateral approach to minimal incision total hip arthroplasty.  
*Orthop. Clin. North Am.* 35(2): 131-136, 2004.
51. Grutzner PA, Zheng G, Langlotz U, von Recum J, Nolte LP, Wentzensen A, Widmer KH et al.:  
C-arm based navigation in total hip arthroplasty-background and clinical experience.  
*Injury* 35 Suppl 1: S-5, 2004.
52. Grutzner PA, Zheng G, Langlotz U, von Recum J, Nolte LP, Wentzensen A, Widmer KH et al.:  
C-arm based navigation in total hip arthroplasty-background and clinical experience.  
*Injury* 35 Suppl 1: S-5, 2004.
53. Guttmann D, Graham RD, MacLennan MJ, Lubowitz JH:  
Arthroscopic rotator cuff repair: the learning curve.  
*Arthroscopy* 21(4): 394-400, 2005.

- 
54. Hamadouche M, Boutin P, Daussange J, Bolander ME, Sedel L:  
Alumina-on-alumina total hip arthroplasty: a minimum 18.5-year follow-up study.  
J. Bone Joint Surg. Am. 84-A(1): 69-77, 2002.
  55. HAYNE R, MEYERS R:  
An improved model of a human stereotaxic instrument.  
J. Neurosurg. 7(5): 463-466, 1950.
  56. HAYNE RA, STOWELL A, DARROUGH JB:  
The use of the human Horsley Clarke stereotaxic apparatus; selective section of the thalamo-frontal tracts.  
Surg. Forum: 380-385, 1951.
  57. Herberts P, Ahnfelt L, Malchau H, Stromberg C, Andersson GB:  
Multicenter clinical trials and their value in assessing total joint arthroplasty.  
Clin. Orthop.(249): 48-55, 1989.
  58. Hess T, Gampe T, Kottgen C, Szawlowski B:  
Einsatz der Navigation beim Oberflächenersatz des Hüftgelenks  
Methodik und erste Ergebnisse.  
Orthopäde 33(10): 1183-1193, 2004.
  59. Hirato M, Watanabe K, Takahashi A, Hayase N, Inoue HK, Ohye C:  
Use of a frameless isocentric stereotactic system (NEURO-SAT) combined with the intraoperative microrecording.  
Stereotact. Funct. Neurosurg. 63(1-4): 80-83, 1994.
  60. Holland PC, Gallagher M:  
Different roles for amygdala central nucleus and substantia innominata in the surprise-induced enhancement of learning.  
J. Neurosci. 26(14): 3791-3797, 2006.
  61. Holland PC, Gallagher M:  
Different roles for amygdala central nucleus and substantia innominata in the surprise-induced enhancement of learning.  
J. Neurosci. 26(14): 3791-3797, 2006.
  62. Holland PC, Gallagher M:  
Different roles for amygdala central nucleus and substantia innominata in the surprise-induced enhancement of learning.  
J. Neurosci. 26(14): 3791-3797, 2006.
  63. Holland PC, Gallagher M:  
Different roles for amygdala central nucleus and substantia innominata in the surprise-induced enhancement of learning.  
J. Neurosci. 26(14): 3791-3797, 2006.
  64. Honl M, Dierk O, Gauck C, Carrero V, Lampe F, Dries S, Quante M et al.:  
Comparison of robotic-assisted and manual implantation of a primary total hip replacement. A prospective study.  
J. Bone Joint Surg. Am. 85-A(8): 1470-1478, 2003.

- 
65. Honl M, Dierk O, Gauck C, Carrero V, Lampe F, Dries S, Quante M et al.: Comparison of robotic-assisted and manual implantation of a primary total hip replacement. A prospective study.  
J. Bone Joint Surg. Am. 85-A(8): 1470-1478, 2003.
  66. Howe RD, Matsuoka Y:  
Robotics for surgery.  
Annu. Rev. Biomed. Eng 1: 211-240, 1999.
  67. Howell JR, Masri BA, Duncan CP:  
Minimally invasive versus standard incision anterolateral hip replacement: a comparative study.  
Orthop. Clin. North Am. 35(2): 153-162, 2004.
  68. Hube R, Birke A, Hein W, Klima S:  
CT-based and fluoroscopy-based navigation for cup implantation in total hip arthroplasty (THA).  
Surg. Technol. Int. 11: 275-280, 2003.
  69. Irvine GB:  
Femoral neck fractures following Birmingham hip resurfacing.  
J. Bone Joint Surg. Br. 87(10): 1445, 2005.
  70. Iseki H, Kawamura H, Tanikawa T, Kawabatake H, Taira T, Takakura K, Dohi T et al.:  
An image-guided stereotactic system for neurosurgical operations.  
Stereotact. Funct. Neurosurg. 63(1-4): 130-138, 1994.
  71. Jaramaz B, DiGioia AM, III, Blackwell M, Nikou C:  
Computer assisted measurement of cup placement in total hip replacement.  
Clin. Orthop. Relat Res.(354): 70-81, 1998.
  72. Kalteis T, Beckmann J, Herold T, Zysk S, Bathis H, Perlick L, Grifka J:  
Accuracy of an image-free cup navigation system--an anatomical study.  
Biomed. Tech. (Berl) 49(9): 257-262, 2004.
  73. Kalteis T, Beckmann J, Herold T, Zysk S, Bathis H, Perlick L, Grifka J:  
Accuracy of an image-free cup navigation system--an anatomical study.  
Biomed. Tech. (Berl) 49(9): 257-262, 2004.
  74. Kalteis T, Beckmann J, Herold T, Zysk S, Bathis H, Perlick L, Grifka J:  
Accuracy of an image-free cup navigation system--an anatomical study.  
Biomed. Tech. (Berl) 49(9): 257-262, 2004.
  75. Kalteis T, Handel M, Bathis H, Perlick L, Tingart M, Grifka J:  
Imageless navigation for insertion of the acetabular component in total hip arthroplasty: is it as accurate as CT-based navigation?  
J. Bone Joint Surg. Br. 88(2): 163-167, 2006.

- 
76. Kalteis T, Handel M, Bathis H, Perlick L, Tingart M, Grifka J:  
Imageless navigation for insertion of the acetabular component in total hip arthroplasty: is it as accurate as CT-based navigation?  
J. Bone Joint Surg. Br. 88(2): 163-167, 2006.
  77. Kalteis T, Handel M, Bathis H, Perlick L, Tingart M, Grifka J:  
Imageless navigation for insertion of the acetabular component in total hip arthroplasty: is it as accurate as CT-based navigation?  
J. Bone Joint Surg. Br. 88(2): 163-167, 2006.
  78. Kalteis T, Handel M, Herold T, Perlick L, Baethis H, Grifka J:  
Greater accuracy in positioning of the acetabular cup by using an image-free navigation system.  
Int. Orthop. 29(5): 272-276, 2005.
  79. Kalteis T, Handel M, Herold T, Perlick L, Paetzel C, Grifka J:  
Position of the acetabular cup-accuracy of radiographic calculation compared to CT-based measurement.  
Eur. J. Radiol., 2005.
  80. Kambin P, Zhou L:  
History and current status of percutaneous arthroscopic disc surgery.  
Spine 21(24 Suppl): 57S-61S, 1996.
  81. Kavanagh BF, Dewitz MA, Ilstrup DM, Stauffer RN, Coventry MB:  
Charnley total hip arthroplasty with cement. Fifteen-year results.  
J. Bone Joint Surg. [Am. ] 71(10): 1496-1503, 1989.
  82. Kennedy JG, Rogers WB, Soffe KE, Sullivan RJ, Griffen DG, Sheehan LJ:  
Effect of acetabular component orientation on recurrent dislocation, pelvic osteolysis, polyethylene wear, and component migration.  
J. Arthroplasty 13(5): 530-534, 1998.
  83. Kennedy JG, Rogers WB, Soffe KE, Sullivan RJ, Griffen DG, Sheehan LJ:  
Effect of acetabular component orientation on recurrent dislocation, pelvic osteolysis, polyethylene wear, and component migration.  
J. Arthroplasty 13(5): 530-534, 1998.
  84. Khadem R, Yeh CC, Sadeghi-Tehrani M, Bax MR, Johnson JA, Welch JN, Wilkinson EP et al.:  
Comparative tracking error analysis of five different optical tracking systems.  
Comput. Aided Surg. 5(2): 98-107, 2000.
  85. Kiefer H:  
OrthoPilot cup navigation--how to optimise cup positioning?  
Int. Orthop. 27 Suppl 1: S37-S42, 2003.
  86. Kobayashi S, Takaoka K, Tsukada A, Ueno M:  
Polyethylene wear from femoral bipolar neck-cup impingement as a cause of femoral prosthetic loosening.  
Arch. Orthop. Trauma Surg. 117(6-7): 390-391, 1998.

- 
87. Kummer FJ, Shah S, Iyer S, DiCesare PE:  
The effect of acetabular cup orientations on limiting hip rotation.  
*J. Arthroplasty* 14(4): 509-513, 1999.
  88. Langlotz F, Bachler R, Berlemann U, Nolte LP, Ganz R:  
Computer assistance for pelvic osteotomies.  
*Clin. Orthop. Relat Res.*(354): 92-102, 1998.
  89. Langlotz F, Stucki M, Bachler R, Scheer C, Ganz R, Berlemann U, Nolte LP:  
The first twelve cases of computer assisted periacetabular osteotomy.  
*Comput. Aided Surg.* 2(6): 317-326, 1997.
  90. Lazovic D, Kaib N:  
Results with navigated bicontact total hip arthroplasty.  
*Orthopedics* 28(10 Suppl): s1227-s1233, 2005.
  91. Learmonth ID, Grobler GP, Dall DM, Jandera V:  
Loss of bone stock with cementless hip arthroplasty.  
*J. Arthroplasty* 10(3): 257-263, 1995.
  92. Leenders T, Vandeveld D, Mahieu G, Nuyts R:  
Reduction in variability of acetabular cup abduction using computer assisted surgery: a prospective and randomized study.  
*Comput. Aided Surg.* 7(2): 99-106, 2002.
  93. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR:  
Dislocations after total hip-replacement arthroplasties.  
*J. Bone Joint Surg. Am.* 60(2): 217-220, 1978.
  94. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR:  
Dislocations after total hip-replacement arthroplasties.  
*J. Bone Joint Surg. Am.* 60(2): 217-220, 1978.
  95. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR:  
Dislocations after total hip-replacement arthroplasties.  
*J. Bone Joint Surg. Am.* 60(2): 217-220, 1978.
  96. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR:  
Dislocations after total hip-replacement arthroplasties.  
*J. Bone Joint Surg. Am.* 60(2): 217-220, 1978.
  97. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR:  
Dislocations after total hip-replacement arthroplasties.  
*J. Bone Joint Surg. Am.* 60(2): 217-220, 1978.
  98. Mayr E, Kessler O, Prassl A, Rachbauer F, Krismer M, Nogler M:  
The frontal pelvic plane provides a valid reference system for implantation of the acetabular cup: spatial orientation of the pelvis in different positions.  
*Acta Orthop.* 76(6): 848-853, 2005.



- 
99. Meier B, Gruentzig AR:  
Learning curve for percutaneous transluminal coronary angioplasty: skill, technology or patient selection.  
Am. J. Cardiol. 53(12): 65C-68C, 1984.
  100. Minoda Y, Kadowaki T, Kim M:  
Acetabular component orientation in 834 total hip arthroplasties using a manual technique.  
Clin. Orthop. Relat Res. 445: 186-191, 2006.
  101. Nogler M, Kessler O, Prassl A, Donnelly B, Streicher R, Sledge JB, Krismer M:  
Reduced variability of acetabular cup positioning with use of an imageless navigation system.  
Clin. Orthop.(426): 159-163, 2004.
  102. Nolte LP, Beutler T:  
Basic principles of CAOS.  
Injury 35 Suppl 1: S-16, 2004.
  103. Nolte LP, Beutler T:  
Basic principles of CAOS.  
Injury 35 Suppl 1: S-16, 2004.
  104. Nolte LP, Visarius H, Arm E, Langlotz F, Schwarzenbach O, Zamorano L:  
Computer-aided fixation of spinal implants.  
J. Image Guid. Surg. 1(2): 88-93, 1995.
  105. Nolte LP, Visarius H, Arm E, Langlotz F, Schwarzenbach O, Zamorano L:  
Computer-aided fixation of spinal implants.  
J. Image Guid. Surg. 1(2): 88-93, 1995.
  106. Nolte LP, Zamorano L, Visarius H, Berlemann U, Langlotz F, Arm E, Schwarzenbach O:  
Clinical evaluation of a system for precision enhancement in spine surgery.  
Clin. Biomech. (Bristol. , Avon. ) 10(6): 293-303, 1995.
  107. Nolte LP, Zamorano LJ, Jiang Z, Wang Q, Langlotz F, Berlemann U:  
Image-guided insertion of transpedicular screws. A laboratory set-up.  
Spine 20(4): 497-500, 1995.
  108. Ottersbach A, Haaker R:  
Optimierung der Pfannenpositionierung in der Hüftendoprothetik - vergleichende Untersuchung freihandimplantierter und computerassistent platzierter Hüftpfannen mit dem Orthopilot-Navigations-System.  
Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 143(6): 611-615, 2005.
  109. Park YS, Hwang SK, Choy WS, Kim YS, Moon YW, Lim SJ:  
Ceramic failure after total hip arthroplasty with an alumina-on-alumina bearing.  
J. Bone Joint Surg. Am. 88(4): 780-787, 2006.

- 
110. Robb JE, Rymaszewski LA, Bentley HB, Donnan PT:  
Reliability of the acetabular teardrop as a landmark.  
Surg. Radiol. Anat. 13(3): 181-185, 1991.
  111. ROSENBERG H, TINDLEY VC:  
A compact and versatile stereotaxic instrument.  
J. Physiol 109(3-4): roc, 24, 1949.
  112. Santavirta SS, Lappalainen R, Pekko P, Anttila A, Konttinen YT:  
The counterface, surface smoothness, tolerances, and coatings in total joint  
prostheses.  
Clin. Orthop. Relat Res.(369): 92-102, 1999.
  113. Schal W:  
Fertigungstechnik.  
, 7.Auflage. Auflage, 1995.
  114. Schmalzried TP, Guttman D, Grecula M, Amstutz HC:  
The relationship between the design, position, and articular wear of acetabular  
components inserted without cement and the development of pelvic osteolysis.  
J. Bone Joint Surg. Am. 76(5): 677-688, 1994.
  115. Schmalzried TP, Guttman D, Grecula M, Amstutz HC:  
The relationship between the design, position, and articular wear of acetabular  
components inserted without cement and the development of pelvic osteolysis.  
J. Bone Joint Surg. Am. 76(5): 677-688, 1994.
  116. Schrader P:  
Konsequenzen des Evidenzberichts und der Einzelfallbewertung der Methode  
Robodoc® für die Begutachtungspraxis des MDK, das Behandlungsfehlermana-  
gement der Krankenkassen und den grundsätzlichen Umgang mit Innovationen.  
Gesundheitswesen 67(6): 389-395, 2005.
  117. Schrader P:  
Methodenbewertung in der Orthopädie am Beispiel Robodoc®.  
Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 143(3): 329-336, 2005.
  118. Shareef N, Levine D:  
Effect of manufacturing tolerances on the micromotion at the Morse taper inter-  
face in modular hip implants using the finite element technique.  
Biomaterials 17(6): 623-630, 1996.
  119. Shimmin AJ, Bare J, Back DL:  
Complications associated with hip resurfacing arthroplasty.  
Orthop. Clin. North Am. 36(2): 187-93, ix, 2005.
  120. Sikorski JM, Chauhan S:  
Computer-assisted orthopaedic surgery: do we need CAOS?  
J. Bone Joint Surg. Br. 85(3): 319-323, 2003.

- 
121. Soyer J, Avedikian J, Pries P, Clarac JP:  
[Long-term outcome of Charnley's femoral implant. A review of 309 cases with follow-up of minimum 20 years].  
Rev. Chir. Orthop. Reparatrice. Appar. Mot. 84(5): 416-422, 1997.
  122. Steele-Russell I, Russell MI, Castiglioni JA, Reuter JA, van Hof MW:  
Selective attention and Pavlovian conditioning.  
Exp. Brain Res., 2006.
  123. Tannast M, Langlotz F, Kubiak-Langer M, Langlotz U, Siebenrock KA:  
Accuracy and potential pitfalls of fluoroscopy-guided acetabular cup placement.  
Comput. Aided Surg. 10(5-6): 329-336, 2005.
  124. Tannast M, Langlotz U, Siebenrock KA, Wiese M, Bernsmann K, Langlotz F:  
Anatomic referencing of cup orientation in total hip arthroplasty.  
Clin. Orthop. Relat Res.(436): 144-150, 2005.
  125. Tannast M, Langlotz U, Siebenrock KA, Wiese M, Bernsmann K, Langlotz F:  
Anatomic referencing of cup orientation in total hip arthroplasty.  
Clin. Orthop. Relat Res.(436): 144-150, 2005.
  126. Tillman K:  
Ein Operationssaal ist kein Sportplatz. Das Resultat entscheidet, nicht die Operationszeit.  
Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 129: 129-135, 1991.
  127. Wentzensen A, Zheng G, Vock B, Langlotz U, Korber J, Nolte LP, Grutzner PA:  
Image-based hip navigation.  
Int. Orthop. 27 Suppl 1: S43-S46, 2003.
  128. Widmer KH, Grutzner PA:  
Joint replacement-total hip replacement with CT-based navigation.  
Injury 35 Suppl 1: S-9, 2004.
  129. Wixson RL, MacDonald MA:  
Total hip arthroplasty through a minimal posterior approach using imageless computer-assisted hip navigation.  
J. Arthroplasty 20(7 Suppl 3): 51-56, 2005.
  130. Wolf A, DiGioia AM, III, Mor AB, Jaramaz B:  
A kinematic model for calculating cup alignment error during total hip arthroplasty.  
J. Biomech. 38(11): 2257-2265, 2005.
  131. Wolf A, DiGioia AM, III, Mor AB, Jaramaz B:  
Cup alignment error model for total hip arthroplasty.  
Clin. Orthop. Relat Res.(437): 132-137, 2005.

- 
132. Yamaguchi M, Bauer TW, Hashimoto Y:  
Three-dimensional analysis of multiple wear vectors in retrieved acetabular cups.  
J. Bone Joint Surg. Am. 79(10): 1539-1544, 1997.
  133. Yoshimine F:  
The influence of the oscillation angle and the neck anteversion of the prosthesis on the cup safe-zone that fulfills the criteria for range of motion in total hip replacements. The required oscillation angle for an acceptable cup safe-zone.  
J. Biomech. 38(1): 125-132, 2005.